

Aus der Klinik und Poliklinik für Hals-, Nasen- und Ohrenkrankheiten,

Plastische und ästhetische Operationen

der Universität Würzburg

Direktor: Prof. Dr. med. Dr. h.c. Rudolf Hagen

Untersuchung laufzeitkorrigierter Stimuli

zur frequenzspezifischen Hörschwellenbestimmung

Inaugural - Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde der

Medizinischen Fakultät

der

Julius-Maximilians-Universität Würzburg

vorgelegt von

Martina Lydia Irmgard Busch

aus Diepholz

Würzburg, April 2011

Referent: Prof. Dr. med. Dr. h.c. Rudolf Hagen

Koreferent: Priv.- Doz. Dr. ing. habil. Mario Cebulla

Dekan: Prof. Dr. M. Frosch

Tag der mündlichen Prüfung: 26.10.2011

Die Promovendin ist Zahnärztin

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	1
1.1. Problematik der Hörtestverfahren	2
1.2. Angestrebte Ziele.....	3
2. Grundlagen	5
2.1. Anatomie und Physiologie des Ohres.....	5
2.2. Audiometrie – Hörschwellenuntersuchungen	13
2.2.1. Definition der Hörschwelle.....	13
2.2.2. Subjektive Hörprüfung bei Kleinkindern und Kindern	13
2.2.3. Objektiver Hörtest.....	15
2.2.4. Chirp - Reize	22
3. Probanden und Methoden	24
3.1. Auswahl der Probanden.....	24
3.2. Messmethodik und Stimuli	24
3.3. Rahmenbedingungen und Untersuchungsablauf	30
3.4. Statistische Auswertungsmethoden	31
4. Ergebnisse	34
4.1. Ergebnisse der Nachweisraten.....	34
4.1.1. Ergebnisse der Nachweisraten bei 30 dB nHL	34
4.1.2. Ergebnisse der Nachweisraten bei 50 dB nHL	35
4.2. Ergebnisse der Nachweiszeiten	36
4.2.1. Ergebnisse der Nachweiszeiten bei 30 dB nHL.....	36
4.2.2. Ergebnisse der Nachweiszeiten bei 50 dB nHL.....	39
4.3. Ergebnisse der Stimulimodelle mittels multivarianter Analyse.....	41
4.3.1. Ergebnisse der Stimulimodelle bei 30 dB nHL	42
4.3.2. Ergebnisse der Stimulimodelle bei 50 dB nHL	42
5. Diskussion	44

Inhaltsverzeichnis

5.1.	Ergebnisse der Nachweisraten	44
5.2.	Ergebnisse der Nachweiszeiten	45
5.3.	Ergebnisse der untersuchten Stimulimodelle.....	47
5.4.	Fazit	48
6.	Zusammenfassung.....	49
7.	Literaturverzeichnis.....	51
8.	Anhang	58
9.	Danksagung	
10.	Lebenslauf	

Abkürzungen

ABR	Auditory Brainstem Response
ACAP	Auditory Compound Action Potential
ADANO	Arbeitsgemeinschaft Deutschsprachiger Audiologen, Neurootologen und Otologen
AEP	Akustisch evozierte Potentiale
BERA	Brainstem Electric Response Audiometry
dB nHL	dB Hearing Level
dB SL	dB Sensation Level
dB SPL _{pe}	dB Sound Pressure Level peak equivalent
EEG	Elektroencephalogramm
ERA	Elektrische Reaktionsaudiometrie
FAEP	Frühe akustisch evozierte Potentiale
MAEP	Mittlere akustisch evozierte Potentiale
NN-BERA	Notched-Noise-BERA
SAEP	Späte akustisch evozierte Potentiale

1. Einleitung

Bereits vor etwa 50 Jahren betonte Prof. Löwe die Bedeutung der Früherkennung und Therapie kindlicher Hörstörungen. Die kurzen, aber kritischen Phasen der Reifungsprozesse im frühkindlichen Alter sind von enormer Wichtigkeit für eine optimale Entwicklung der verschiedenen psychologischen Funktionen (Löwe, 1998). Da sowohl Hirn- als auch Hörreife durch exogene Reize stimuliert werden (z.B. findet der Reifungsprozess der afferenten Hörbahn fast vollständig im ersten Lebensjahr statt) (Küttner et al., 1991; Böhme, 1997), führen eine verspätete Diagnose und Therapie zu Folgen wie Sprachentwicklungsverzögerungen und Kommunikationsbehinderungen. Häufig führen sie aber auch zu Störungen im Lernverhalten und der emotionalen und psychosozialen Entwicklung der Kinder. Zusätzlich werden genauso Einschränkungen der kognitiven und intellektuellen Leistung der Kinder beobachtet (Kiese-Himmel, 1999; Kießling, 2000/2; Walger et al., 2001). Hörgeschädigte Kinder weisen jedoch kein sprachunabhängiges Intelligenzdefizit gegenüber hörenden Kindern auf, so dass die genannten Einschränkungen auf die Beeinträchtigung durch die Hörstörungen herzuführen sind (Kiese-Himmel, 1999). Wurde die Hörstörung nicht erkannt, so werden diese Symptome in einzelnen Fällen auch mit anderen Störungsbildern verwechselt (Thiel, 2000).

Behandlungsbedürftige Hörstörungen bewegen sich weltweit in der Gruppe der Neugeborenen zwischen einem und sechs pro 1000 Kindern (Gross et al., 2000). Das Deutsche Zentralregister für kindliche Hörstörungen (DZH) benennt die Prävalenz in Deutschland bei ca. 1,2 von 1000 Neugeborenen (Spormann-Lagodzinski et al., 2003). Die Zahl der Neugeborenen mit permanenten Hörverlusten von mehr als 40 dB variiert zwischen 120 und 325 pro 100.000 Geburten. Zwischen 100 und 200 Neugeborene pro 100.000 Geburten haben einen Hörverlust von über 50 dB. Bei einem Hörverlust von mehr als 60 dB liegt die Prävalenz bei 80 pro 100.000 Neugeborenen (Kunze et al., 2004).

Vom Gemeinsamen Bundesausschuss (G-BA) wurde beschlossen, dass in Deutschland ab den 1. Januar 2009 gesetzlich versicherte Neugeborene einen Anspruch auf ein

Hörscreening nehmen können. Hierbei sollen beidseitige Hörstörungen ab einem Hörverlust von 35 dB diagnostiziert werden (bis zum Ende des 3. Lebensmonats) und eine entsprechende Therapie bis zum Ende des 6. Lebensmonats eingeleitet werden. Das Diagnosealter ist von dem Grad der Hörstörung abhängig. Hochgradige Hörstörungen werden im Durchschnitt früher erkannt als leichte und mittlere Hörstörungen (Finckh-Krämer et al., 1998). Wird ein Hörverlust bei Neugeborenen erstmals durch das Hörscreening und anschließend durch weitere Untersuchungen bestätigt, klassifiziert und quantifiziert, muss bei diesen Kindern eine adäquate Therapie u.a. in Form eines Hörgerätes oder eines Kochlea-Implantats eingeleitet werden. Beide Therapieformen zeigen die besten Erfolge, wenn diese Therapie frühzeitig beginnt (Kießling, 2000/2; Manrique et al., 2004). Weiterhin ist auch zu beachten, dass eine frühe Therapie den Kindern die Möglichkeit des Besuchs einer Regelschule ermöglicht, da sie genügend Zeit zum Erwerb der Sprache vor Schuleintritt zur Verfügung haben (Schnell-Inderst et al., 2006).

Es wird gefordert, dass die Versorgung mit einem Hörgerät noch bis zum Abschluss des 6. Lebensmonats erfolgen soll (Plotz et al., 2006). In diesem Zusammenhang spielt der frequenzspezifische Verlauf der Hörschwelle eine sehr wichtige Rolle für fortführende Therapien. Sie bildet die Basis für z.B. das Anpassen und Überprüfen eines Hörgerätes (Walger et al., 2001; Wiesner, 2006). Gerade bei Säuglingen oder ebenso Kleinkindern ist die Hörschwelle nur über objektive Verfahren weitgehend sicher bestimmbar (Böhme et al., 2005).

1.1. Problematik der Hörtestverfahren

Wie bereits im vorherigen Abschnitt erwähnt, kann beim Hörscreening auffällige Neugeborene die Versorgung mit einem Hörgerät oder einem Kochlea-Implantat notwendig sein. Hierfür ist der frequenzspezifische Verlauf der Hörschwelle von sehr großer Bedeutung, da dieser z.B. für nachfolgende Hörgeräтанpassung als Grundlage dient (Wiesner, 2006). Die Überprüfung des Hörvermögens kann durch subjektive oder objektive Verfahren erfolgen. Die subjektiven Untersuchungsverfahren, wie z.B. die Tonaudiometrie, funktionieren bei kooperierenden Patienten gut. Sie sind allerdings z.B.

bei Säuglingen und Neugeborenen, die nicht kooperieren können, nicht einsetzbar, so dass in diesen Fällen ein objektives Verfahren notwendig ist. Dies gilt besonders in den ersten 6 Lebensmonaten, in denen die objektiven Hörtestverfahren den audiometrischen Schwerpunkt darstellen (Welzl-Müller, 1998). Subjektive Hörtestverfahren (z.B. Verhaltensaudiometrie) dienen lediglich der Ergänzung (Wiesner, 2006).

In der Praxis werden heute objektive Verfahren zum Bestimmen der Hörschwelle wie z.B. die BERA (Brainstem Electric Response Audiometry) Messtechnik angewandt. Für die BERA werden als akustische Stimuli in der Regel breitbandige Signale wie Klicks verwendet. Dies führt zu keiner frequenzspezifischen Hörschwellenbestimmung. Anders ist dies bei der Messung von mittleren und späten akustisch evozierten Potentialen mit Hilfe von Tonbursts. Die Hörschwelle kann hier bis zu 10 dB SL bestimmt werden. Allerdings setzen diese Messungen wache und aufmerksame Patienten voraus, weshalb diese Verfahren bei unkooperativen Patienten nicht anwendbar sind (Böhme et al., 2005). Weiterhin sind mittlere auditorisch evozierte Potentiale nach der Geburt nur schwach ausgebildet und verformen sich bei Kindern, die in Narkose sind, so dass die Antworten nicht mehr zu identifizieren sind. Dies ist auch bei späten auditorisch evozierten Potentialen in Hinblick auf Messungen mit Kindern bis zur Pubertät festzustellen (Lehnhardt et al., 2009).

Eine weitgehend etablierte Messung frequenzspezifischer Hörschwellen ist die NN-BERA (Notched Noise BERA), wobei der Antwortnachweis sehr zeitaufwendig ist, da für die Auswertung der Messung ein erfahrener Untersucher erforderlich ist (Cebulla, 2006).

1.2. Angestrebte Ziele

Die Messqualität der Verfahren, um frequenzspezifische Hirnstammpotentiale ableiten zu können, hat leider noch nicht das Niveau erreicht, wie es wünschenswert wäre. Gerade die Hörgerätenpassung im Kindesalter wird mit der frequenzspezifischen Hirnstammaudiometrie, also die objektive Hörschwellenbestimmung, durchgeführt. Zu den bisherigen Stimuli gehörten vor allem die schmalbandig gefilterten Klicks und Tonpulse ohne oder mit zusätzlichem Maskierer, die das Problem der geringen

Frequenzspezifität nicht zu lösen vermochten (Oates et al., 1998; Walger et al., 2001; Plotz et al., 2006). In vergangenen Studien mit laufzeitkorrigierten Chirp-Stimuli konnte gezeigt werden, dass deutlich größere Antworten evozierbar sind (Cebulla et al., 2001, Hirschvogel, 2011).

Ziel dieser Arbeit war die Untersuchung frequenzspezifisch laufzeitkorrigierter Stimuli basierend auf den Ergebnissen von einer vorausgegangenen Studie von Hirschvogel (2011) mit den Frequenzen 500Hz, 1kHz, 2kHz und 4kHz in Hinblick auf die Realisierung einer frequenzspezifischen Hörschwellenbestimmung. Dazu wurden entsprechend frequenzspezifische Hirnstammpotentiale basierend auf laufzeitkorrigierten Chirps abgeleitet.

2. Grundlagen

2.1. Anatomie und Physiologie des Ohres

Außenohr und Mittelohr

Die Ohrmuschel, die den Schall sammelt, und der äußere Gehörgang, der sich bis zum Trommelfell erstreckt, stellen Teile des äußeren Ohres dar. Der Schall versetzt das Trommelfell in Schwingungen, welche an die Gehörknöchelchen – Hammer (Maleus), Ambus (Incus) und Steigbügel (Stapedius) – mechanisch weitergeleitet werden. Von dort werden die Bewegungen auf die Membran des ovalen Fensters, welches die Grenze zum Innenohr darstellt, übertragen. Das Mittelohr ist im Gegensatz zum Innenohr, in welches sich Endo- und Perilymphe befindet, mit Luft gefüllt. Das Mittelohr steht durch die Tuba auditiva mit dem Rachenraum in Verbindung und ermöglicht somit einen Ausgleich an den atmosphärischen Druck. (Silbernagel et al., 2003; Hick et al., 2006)

Innenohr

Das Innenohr, welches sich in der Tiefe des Felsenbeins befindet, besteht aus dem Gleichgewichtsorgan (Vestibula) und dem Hörorgan (Kochlea). Das Hörorgan, ein schneckenförmiger Hohlraum mit $2\frac{1}{2}$ Windungen, wird in drei übereinander liegende Kanäle unterteilt (Scala tympani, -media und -vestibuli). Scala vestibuli, der obere Kanal, liegt direkt hinter dem ovalen Fenster und kommuniziert an der Spitze der Schnecke (Kochlea) über das Helicotrema mit der Scala tympani. Die Scala tympani, der untere Kanal, grenzt dann wiederum an das runde Fenster, das die Möglichkeit hat, frei zu schwingen und so den eingehenden Druck ausgleichen kann. Beide sind mit Perilymphe gefüllt, welche dem extrazellulären Milieu ähnelt.

In der Scala media befindet sich das Corti-Organ, welches das eigentliche Hörorgan ist und der Basilarmembran aufsitzt. Die Basilarmembran reicht vom ovalen Fenster bis zum Helicotrema. Die Breite der Membran nimmt in Richtung des Helicotrema zu. Sie ist biegungssteif und innen am Knochen fixiert. Weiterhin befindet sich in der Scala media die Tektorialmembran, die das Corti-Organ bedeckt. (Silbernagel et al., 2003;

Hick et al., 2006)

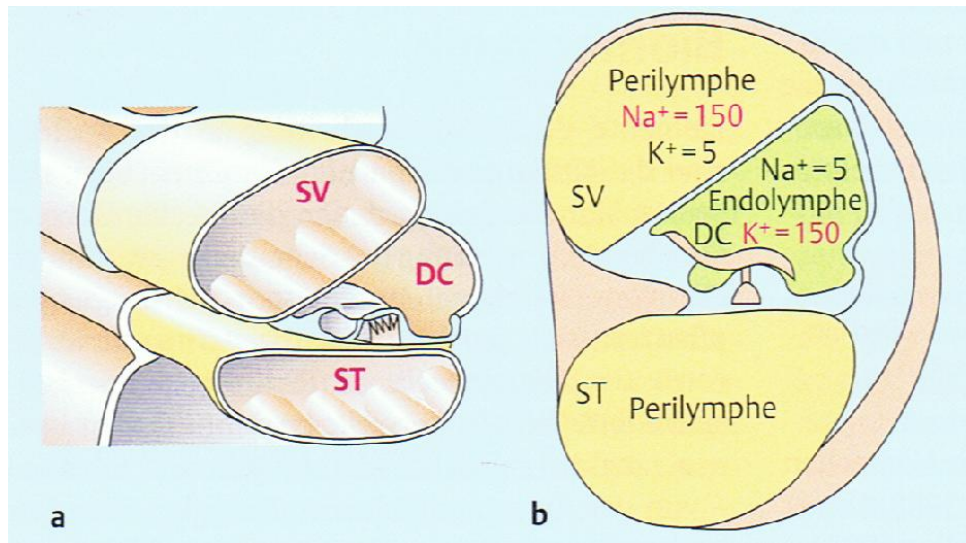


Abbildung 1 a und b: Schneckenquerschnitt

a: Anatomisch-halbschematische Darstellung (SV: Scala vestibuli, DC: Ductus cochlearis, ST: Scala tympani)

b: Schematische Darstellung mit Angabe der Elektrolytkonzentrationen

(Lehnhardt et al.: Praxis der Audiometrie. 2009)

Das Corti-Organ weist drei Reihen äußerer Haarzellen (insgesamt ca. 10.000-12.000) und eine Reihe innerer Haarzellen (ca. 3.500) auf, die die Sinneszellen des Hörorgans darstellen. Umgeben sind die Haarzellen von Stütz- und Pfeilerzellen. Die inneren und äußeren Haarzellen werden durch den Nuel-Tunnel getrennt, welcher mit einer Lymphe gefüllt ist, die der Perilymphe ähnelt (viel Na^+ und wenig K^+). Der Ductus cochlearis bzw. Scala media ist mit einer Endolymphe gefüllt (wenig Na^+ und viel K^+), so dass sich die Haarzellen in einer Potentialdifferenz befinden.

Weiterhin sind an der Spitze der Haarzellen Stereozilien zu finden, die an der Kutikularmembran fest fixiert sind. An der Spitze der äußeren Haarzellen sind 100-200 und an den inneren ca. 60 Stereozilien pro Zelle zu finden. Dadurch dass die

Stereozilien in Form von Tip Links miteinander verbunden sind, bewegen sich die Stereozilien, sobald sich der größte bewegt. Im Gegensatz zu den Stereozilien der inneren Haarzellen haben die Stereozilien der äußeren Haarzellen zum Teil eine Verbindung mit der Tektorialmembran, die über ihnen liegt. Weiterhin sind die äußeren Haarzellen, aufgrund eines aus Aktin und Myosin aufbauendes Zytoskeletts, in der Lage, sich aktiv zu bewegen.

95% der Fasern des Hörnervs ziehen afferent von den inneren Haarzellen zum Nucleus cochlearis. Zu den äußeren Haarzellen verlaufen die 5% der efferenten Fasern von dem olivokochleären Bündel. (Silbernagel et al., 2003; Lehnhardt et al., 2009)

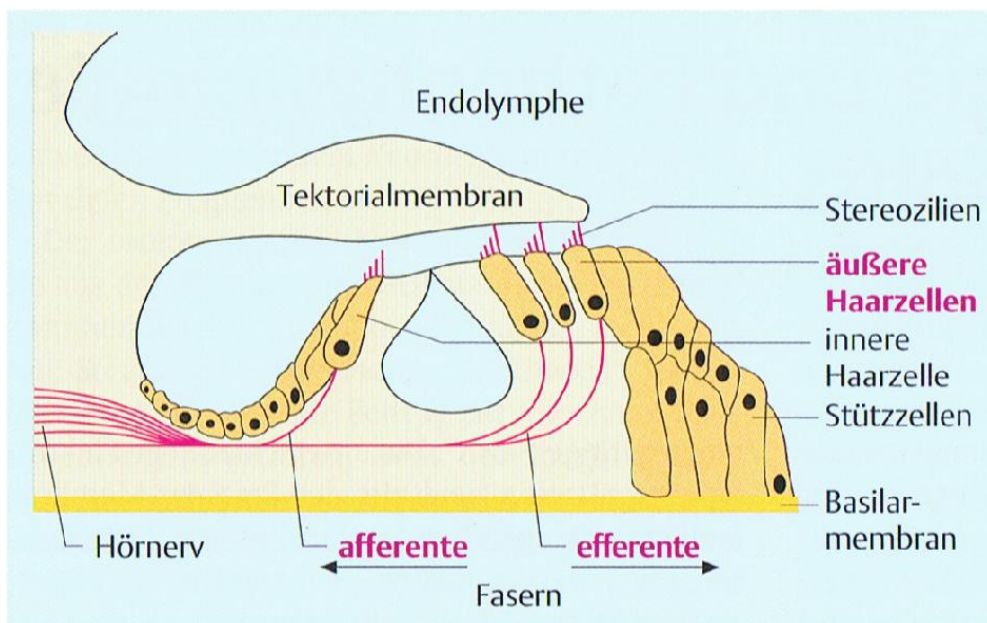


Abbildung 2: Schematische Anatomie des Corti-Organs (Lehnhardt et al., Praxis der Audiometrie. 2009)

Schallverarbeitung in der Cochlea

Durch die Schwingungen des Trommelfells und die mechanische Weiterleitung des Schalls durch die Gehörknöchelchen wird die Membran im ovalen Fenster in Bewegung gebracht. Durch diese Auslenkung kommt es zu einer Verschiebung des Volumens der

Perilymphe in der Scala vestibuli und Scala tympani bis hin zur Membran des runden Fensters. Die Reissner-Membran und die Basilarmembran (der Endolymphschlauch) werden durch diese Volumenverschiebung wellenförmig verformt (Wanderwelle). Bis zum Helicotrema verkleinert sich die elastische Rückstellkraft der Basalmembran. Die Ausbreitungsgeschwindigkeit der Wanderwelle und die Wellenlänge nehmen bis zur Schneckenspitze ab. Ihre Amplitude hat jedoch an einem Ort des Endolymphschlauches ein Maximum, das von der Frequenz des Schalls bestimmt wird.

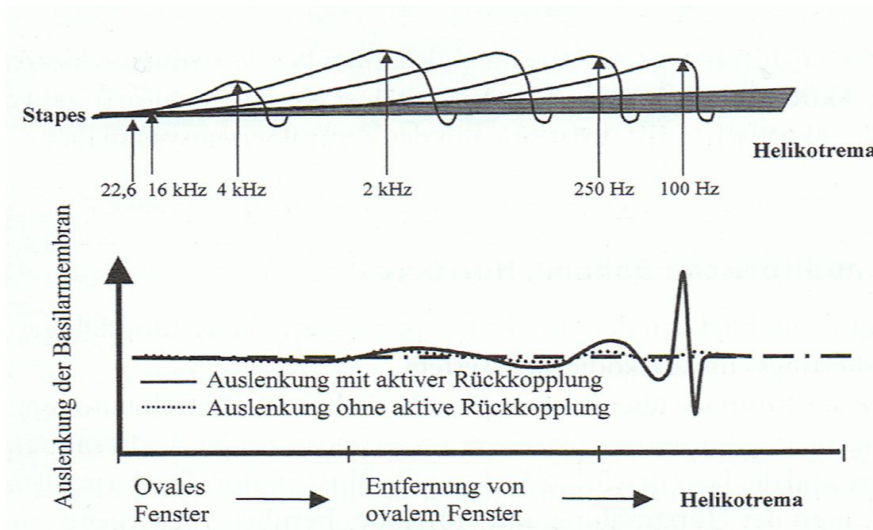


Abbildung 3: (oben): Das Maximum der Bewegung befindet sich an unterschiedlichen Orten der Basilarmembran. Sie ist abhängig von der Frequenz des auftreffenden Schalls

(unten): Stimulation mit einer einzigen Frequenz

(Böhme et al.: Audiometrie – Hörprüfungen im Erwachsenen- und Kindesalter, 2005)

Je höher die Schallfrequenz des gehörten Klangs ist, desto näher befindet sich ihr Amplitudenmaximum am ovalen Fenster und damit auch ihre maximale Verschiebung der Basilarmembran. Bei tiefen Frequenzen entsteht die maximale Auslenkung der Basilarmembran nahe am Helicotrema. Eine maximale Erregung der Sinneszellen findet am Ort der maximalen Auslenkung, dem Amplitudenmaximum statt.

Die Bewegungen des Endolymphschlauches bewirken eine Verschiebung der Tektorialmembran gegenüber der Basilarmembran. Durch diese Verschiebung scheren

die Zilien der äußeren Haarzellen ab und aktivieren Ionenkanäle. Es kommt zu einem Einstrom von K^+ und somit zu einer Depolarisation. Diese Depolarisation hat die Folge, dass Ca^{2+} Ionen einströmen, somit den Ca^{2+} -Spiegel regeln und schließlich den afferenten Nervenimpuls auslösen. Weiterhin kommt es zu einer Kontraktion der äußeren Haarzellen (mechanoelektrische Transduktion). Die äußeren Haarzellen dienen als mechanische Verstärker für höhere Empfindlichkeit und größere Trennschärfe des Hörorgans. Am Ort der maximalen Auslenkung werden nun die Stereozilien der inneren Haarzellen durch Endolymphschwingungen im Subtektorialraum ab geschert. Auch hier kommt es zur Depolarisation und schließlich zur Transmitterausschüttung und zur Reizweiterleitung zum ZNS. Somit sind nur die inneren Haarzellen zur Transformation des Schallreizes in neurale Aktivität fähig. (Silbernagel et al., 2003; Lehnhardt et al., 2009)

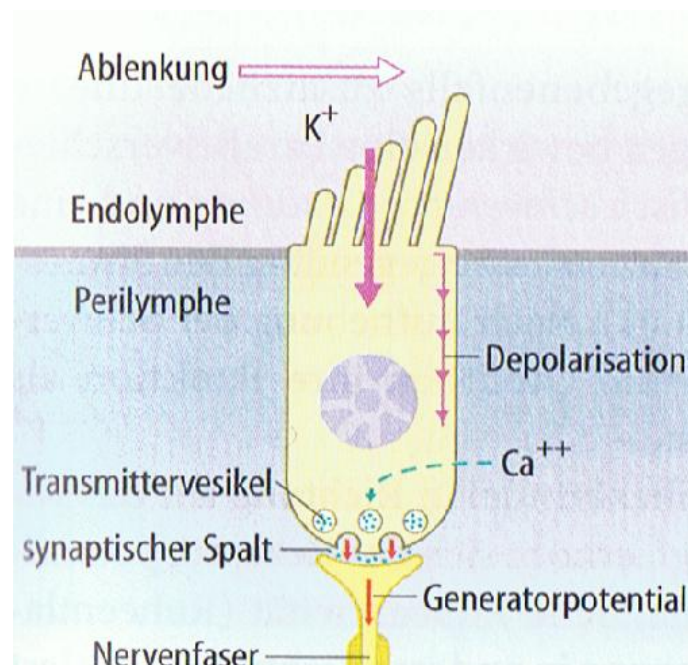


Abbildung 4: Funktion der Haarzelle (Boenninghaus et al.: HNO. 2005)

Der Hörnerv

In der Cochlea, in der eine Frequenz den Endolymphschlauch an einem bestimmten Ort

auslenken lässt, wird diese Frequenz auch einer bestimmten Faser des Nervs zugeordnet. Verschiedene Frequenzen werden also bis zur Hirnrinde in getrennten Fasern der Hörbahn weitergeleitet.

Bei großer Schallintensität, die zu häufigeren Aktionspotentialen in den Nervenfasern führt, werden zusätzlich benachbarte Nervenfasern aktiviert (Rekrutierung).

(Silbernagel et al., 2003; Hick et al., 2006)

Der Verlauf des N. vestibulocochlearis

Am Kleinhirnbrückenwinkel verlässt der N. vestibulocochlearis (VIII. Hirnnerv) den Hirnstamm zusammen mit dem N. facialis und dem N. intermedius. Der VIII. Hirnnerv setzt sich zusammen aus dem N. vestibularis, welcher den oberen ventralen Anteil ausmacht, und dem N. cochlearis, dem unteren dorsalen Anteil, die jedoch beide funktionell klar voneinander getrennt sind. Durch den Porus acusticus internus verlaufen die Nerven zusammen in den Meatus acusticus internus (innerer Gehörgang). Erst dort sind der ventrale und der dorsale Anteil anatomisch getrennt. Es befinden sich vorwiegend afferente Fasern im N. vestibulocochlearis, die zu den jeweiligen Kernen des Hirnstammes führen.

Der N. cochlearis bildet im knöchernen Modiolus der Schnecke das Ganglion spirale cochleae. (Silbernagel et al., 2003; Hick et al., 2006)

Die Hörbahn

Die Hörbahn schließt alle Strukturen des Zentralnervensystems ein, die beginnend von der Reizverarbeitung bis zum bewussten Hören involviert sind. Es befinden sich auch Verknüpfungen zu den Sprachzentren.

Die Perikaryen des 1. Neurons liegen im Ganglion spirale cochleae, dessen Axone sich zum N. cochleae bündeln. Von dort zieht der Nerv zum Rhombencephalon und endet am Nucleus cochlearis dorsalis und -ventralis (2. Neuron). Die Neurone des Nucleus cochlearis dorsalis reagieren auf komplexe Schallreize, wie z.B. Schallreize mit wechselnder Frequenz, während die Neurone des Nucleus cochlearis ventralis ihren optimale Erregungszustand durch Schallreize mit gleichbleibender Frequenz erreichen.

Vom Nucleus cochlearis ziehen die Axone des 2. Neurons zu den beiden Kernen des Corpus trapezoideum und von dort weiter zum ipsilateralen und zum kontralateralen Nucleus olivaris superior. Erst hier treffen die neuronalen Informationen aus beiden Ohren aufeinander. Dies bildet die Grundlage für räumliches Hören, weshalb die Zerstörung des Nucleus olivaris superior zu einem vollständigen Hörverlust führen würde.

Die Perikaryen des 3. Neurons liegen in den Colliculi inferiores, deren Axone sich am Lemniscus lateralis (Schleifenbahn) anlagern. Einige Fasern ziehen auch zu den Colliculi superiores und stellen so eine Verbindung mit der Sehbahn her, die für die Okkulomotorik von Bedeutung ist.

Von den Colliculi inferiores und superiores zieht die Hörbahn zum Corpus geniculatum mediale (4. Neuron). Von dort ziehen dessen Axone als Radiatio acustica (Hörstrahlung) zur Hörrinde des Großhirns und enden in den Gyri temporales transversi (primäres Hörzentrum).

Im Verlauf der Hörbahn sind immer wieder Kreuzungen vorhanden (überwiegend auf dem Niveau des 2. Neurons). Dies ermöglicht bei einer Schädigung der Hörrinde einer Hirnhälfte den Erhalt des Gehörs, da beide Cochleae mit beiden akustischen Rindengebieten verbunden sind. (Silbernagel et al., 2003; Hick et al., 2006)

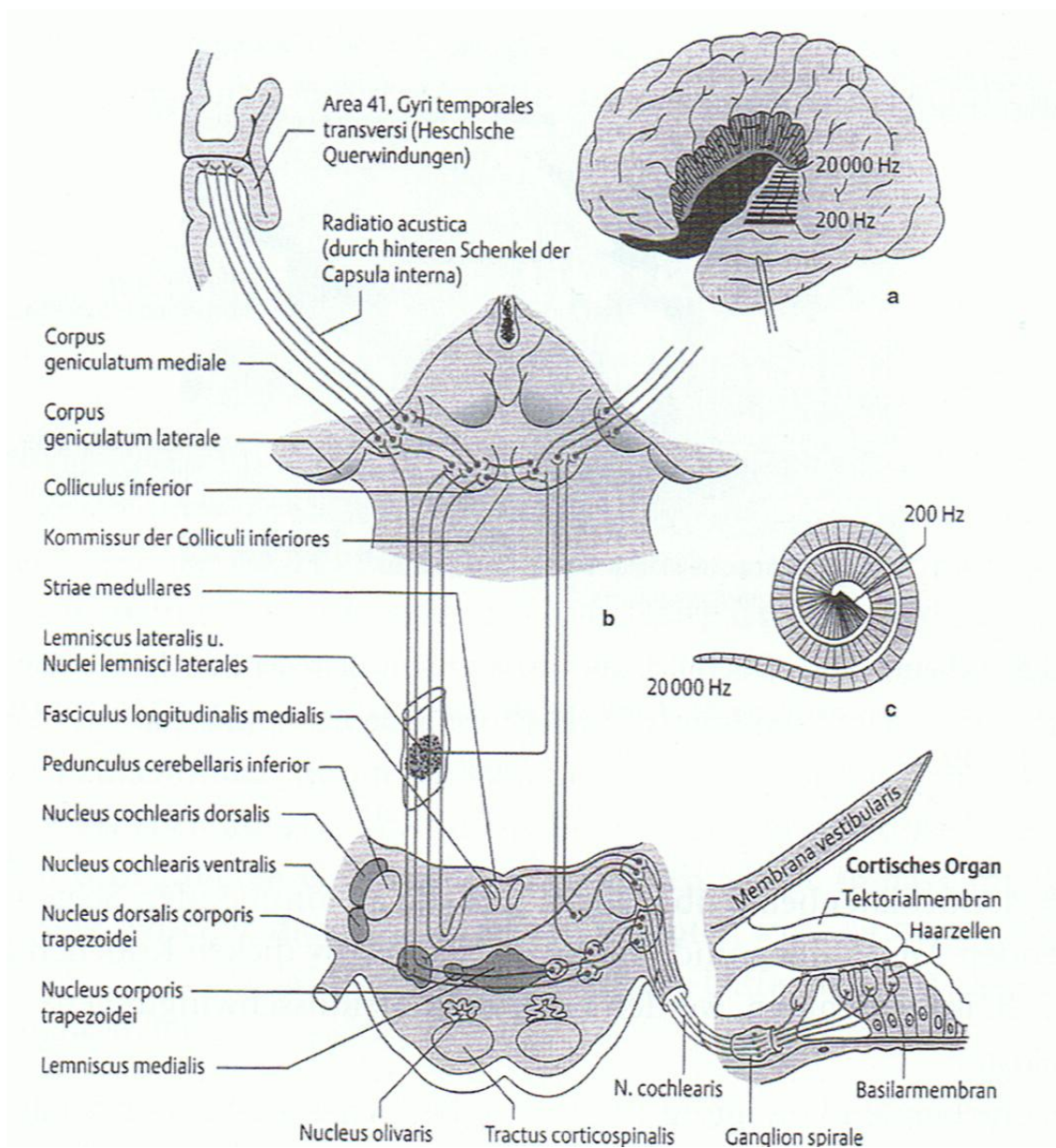


Abbildung 5: a) Primärer auditorischer Cortex mit Tonotopie

b) Auditorische Bahn

c) Frequenz-Ortszuordnung auf der Basilarmembran

(Böhme et al.: Audiometrie - Hörprüfungen im Erwachsenen- und Kindesalter. 2005)

2.2. Audiometrie – Hörschwellenuntersuchungen

2.2.1. Definition der Hörschwelle

„Die Hörschwelle entspricht der Minimalintensität des Schalls am Trommelfell, die eben eine Hörempfindung hervorruft. Sie ist schallfrequenzabhängig. Zwischen 2000 u. 4000 Hz ist die Hörschwelle am niedrigsten. Die Reizstärke beträgt dann 10^{-5} N/m² (als Schalldruck) oder 10^{-16} W/cm² als Schalleistung. In der subjektiven Lautheitsskala entspricht dies 0 Phon. Die Hörschwelle steigt mit dem Alter an“. (Zetkin-Schaldach, 1985)

Die Hörschwelle ist also jener Bereich, in dem das menschliche Gehör Töne bzw. Geräusche gerade noch so wahrnimmt. Die Bestimmung der Hörschwelle ist abhängig von den verwendeten Methoden, dem Versuchsleiter und der Mitarbeit der Versuchsperson bzw. des Patienten. Hierbei spielt das subjektive Empfinden des Patienten eine ausschlaggebende Rolle. Der Patient muss sich auf seinen Höreindruck konzentrieren. Schließlich beeinflusst auch seine Reaktionsgeschwindigkeit den Linienverlauf der Hörschwelle. Die Hörschwelle ermöglicht einen optischen Eindruck über den Hörverlust in den einzelnen Tonlagen. (Lehnhardt et al., 2009)

2.2.2. Subjektive Hörprüfung bei Kleinkindern und Kindern

Für die Bestimmung der Hörschwelle bei Kleinkindern gibt es verschiedene Methoden, die hier kurz erwähnt werden (Lehnhardt et al., 2009). Es handelt sich in den ersten Lebensjahren hauptsächlich um Reflex- und Verhaltensaudiometrie. Bei Neugeborenen sollte man nur objektive Methoden zur Erkennung schwerer Hörschäden empfehlen, da sich Verhaltenstests, wie sie in diesem Abschnitt beschrieben werden, als ungeeignet erwiesen haben (Welzl-Müller, 1998).

Geräuschzuwendungsreaktionen: Dies kann bei Säuglingen ab der 2. Hälfte des 1. Lebensjahres angewendet werden, was allerdings nicht ein Tonaudiogramm ersetzen

sollte. Nur bei richtiger Handhabung gibt es einen ungefähren Eindruck über das Ausmaß der Schwerhörigkeit.

Babybett-/ Teddybärtest: Hierbei spielen Zuwendungsreaktionen auch eine wichtige Rolle, allerdings wird eine Konditionierung mit einem Lichtreiz vorgeschaltet. Die Hörschwelle kann bei dieser Untersuchung bis auf etwa 40 dB bestimmt werden.

Blicken-orientated-Efter-Ljuel-(BOEL)-Test: Es handelt sich ebenfalls um einen Zuwendungstest, der für Säuglinge ab der 2. Hälfte des 1. Lebensjahres geeignet ist. Vorteil ist der geringe technische Aufwand, wobei allerdings eine sorgfältige Beobachtung des Säuglings vonnöten ist.

Schallgreiftest: Der Schallgreiftest ist eine Übergangsform zur Spielaudiometrie. Der akustische Reiz wird an das Aufleuchten eines Bildes gekoppelt. Sobald das Kind die Verknüpfung gelernt hat, erscheint zur Belohnung ein Bild. Dieser Test ist sehr aussagekräftig und sollte bei Verdacht einer Hörstörung durchgeführt werden (Lehnhardt et al., 2009).

Spielaudiometrie: Bei dieser Methode erfolgt die Bestimmung der Hörschwelle durch eine eingebaute Spielhandlung. Hierbei werden anders als bei dem Schallgreiftest, welcher ein Vorläufer der Spielaudiometrie ist, Kopfhörer verwendet. Das Kind muss wiederum die Verknüpfung Tonreiz – Spiel gedanklich herstellen. Diese Untersuchung ist sehr mühsam, da das Kind aktiv mitarbeiten muss, und erfordert unter Umständen mehrere Sitzungen mit Assistentin und Kindergärtnerin. Jedoch kann man der Hörschwelle sehr nahe kommen, wenn man unterschiedliche Reize, wie z.B. Sprache oder auch Gesang, geschickt verwendet. Die Spielaudiometrie kann erst etwa ab Ende des zweiten Lebensjahres angewendet werden. (Böhme et al., 2005)

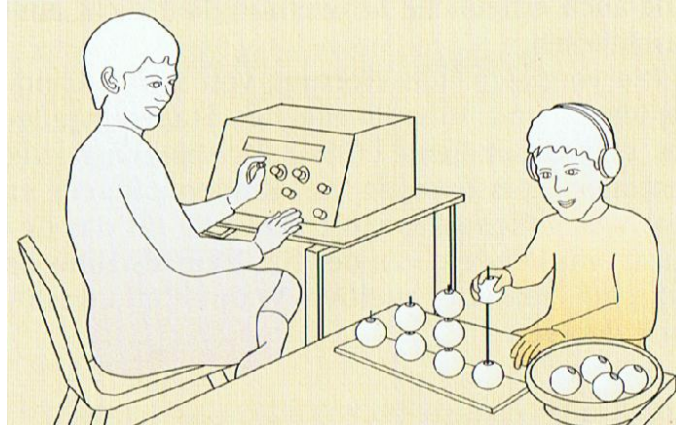


Abbildung 6: Situation bei der Spielaudiometrie (Lehnhardt E. et al.: Praxis der Audiometrie. 2001)

Für die Bestimmung der Hörschwelle kann bei kooperativen Kindern etwa ab Ende des vierten Lebensjahres die Tonaudiometrie angewendet werden (Böhme, 1997).

Tonaudiometrie: Wie bereits erwähnt, spielt die Mitarbeit des Patienten bei der Tonaudiometrie eine große Rolle (z.B. Reaktionsgeschwindigkeit). Die eigentliche Untersuchung gestaltet sich derart, dass der Patient, sobald er einen dargebotenen Ton z.B. über einen Kopfhörer hört, auf einen Knopf drücken soll. Für die Bestimmung der Hörschwelle können unterschiedliche Methoden zum Einsatz kommen, u.a. die aufsteigende Methode sowie auch die Eingabelungsmethode.

Darüber hinaus unterscheidet man die Luftleitungs- und Knochenleitungsschwelle. (Lehnhardt et al., 2009)

2.2.3. Objektiver Hörtest

Es gibt allerdings auch Patienten, die nicht in der Lage sind, zu kooperieren, wie z.B. Säuglinge, Kleinkinder, aber auch Erwachsene mit geistiger Behinderung oder psychogener Hörstörung und auch Patienten, die simulieren. In diesem Fall ermöglicht eine objektive Audiometrie die Diagnostik von Hörschäden bzw. das Herausfinden der Hörschwelle, ohne nach dem Höreindruck des Patienten zu fragen. Zu diesen objektiven

Audiometrien zählen u. a. die elektrische Reaktionsaudiometrie sowie otoakustische Emissionen und Trommelfellimpedanz. Zur Überprüfung der Hörschwelle fungieren die otoakustischen Emissionen und die Impedanzmessung jedoch nicht. Sie zeigen lediglich die Funktion des Innenohres bzw. des Mittelohres. Die ERA (elektrische Reaktionsaudiometrie) erlaubt eine Diagnostik des Hörschadens mit Ausmaß der gesamten Hörbahn vom peripheren Hörorgan bis zur neuronalen Verarbeitung (Lehnhardt et al., 2009).

ERA (elektrische Reaktionsaudiometrie):

Die elektrische Reaktionsaudiometrie hat sich zu einem der wichtigsten Verfahren der objektiven Audiometrie entwickelt (Boenninghaus et al., 2005). Dieses Verfahren beruht auf akustisch evozierten Potentialen, die durch akustische Reize von dem Hörsystem (den neuronalen Strukturen) verursacht werden. Diese elektrischen Potentiale lassen sich am geschlossenen Schädel über z.B. Oberflächenelektroden mit Hilfe eines EEGs erfassen. Da die eigentlich zu messenden Spannungsdifferenzen jedoch von spontanen EEG-Signalen zeitgleich überlagert werden (AEP liegen im nV-Bereich, während sich der Bereich des Ruhe-EEG im μ V-Bereich befindet), verwendet man die Mittelungstechnik, um das Signal-Rausch-Verhältnis zu verbessern.

Die akustischen Reize müssen mit mehreren Wiederholungen angeboten und die Antwort aufgezeichnet werden. Um eine weitere Verbesserung der Signale zu erhalten, werden Verstärker eingesetzt und automatische Artefaktunterdrückungen. Diese Verstärker mit Artefaktunterdrücker verhindern, dass physiologische und nicht-physiologische Artefakte (z. B. myogene Potentiale oder auch elektrische und magnetische Felder außerhalb des Körpers) das Ergebnis des EEGs beeinflussen. Weiterhin wird das Signal-Rausch-Verhältnis noch durch einen Filter verbessert. Hierbei können z.B. ein Tiefpass- und ein Hochpassfilter eingesetzt werden, die die Signale nach oben und unten begrenzen. Weitere wichtige Komponenten, die man zur Ableitung auditorisch evozierter Potentiale benötigt, sind u.a. ein Reizgenerator mit dB-Teiler und Wandler, Elektroden, Anschlussleistungen, eine Abschirmung, ein Analog-/Digitalwandler, ein Datenprozessor und eine Ausgabeeinheit (Böhme et al., 2005; Lehnhardt et al., 2009). Die ADANO (2006) (Arbeitsgemeinschaft Deutschsprachiger

Audiologen, Neurootologen und Otologen) hat eine Empfehlung ausgearbeitet, die sich auf die Durchführung der ERA, vor allem im Hinblick auf die technischen Anforderungen und die Qualifikation der Anwender, bezieht.

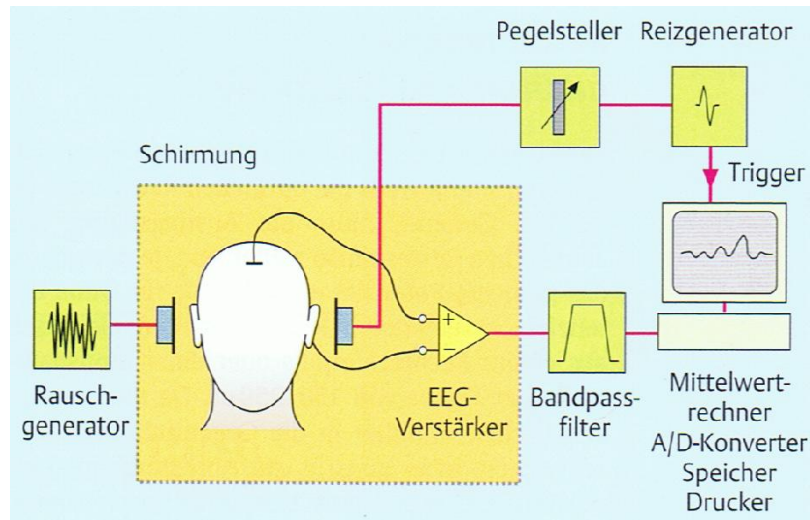


Abbildung 7: Vereinfachtes Blockschaltbild einer Anlage zur Registrierung auditorisch evozierter Potentiale

(Lehnhardt et al.: Praxis der Audiometrie, 2009)

Da die Zeit zwischen Reiz und Antwort (Latenz) der ableitbaren Potentiale unterschiedlich lang ist, werden sie in frühe (FAEP, Latenzbereich von 0-10 ms), mittlere (MAEP, Latenzbereich von 10-50 ms) und späte (SAEP, Latenzbereich von 50-300 ms) auditorisch evozierte Potentiale eingeteilt. Gerade für die Arbeit mit Neugeborenen und Kindern sind die mittleren als auch die späten auditorisch evozierten Potentiale nicht geeignet. Die mittleren auditorisch evozierten Potentiale sind nach der Geburt nur schwach ausgebildet. Weiterhin wird die Ausbildung der MAEP durch natürlichen Schlaf, Sedierung oder auch Narkose so beeinträchtigt, dass die Potentialerkennung erschwert wird. Dies wird bei der Ausbildung der späten auditorisch evozierten Potentialen noch deutlicher. Hier sind SAEP gerade bei Neugeborenen und Kindern im Schlaf und Sedierung wesentlich schwieriger zu bestimmen. In Narkose können diese Potentiale sogar teilweise nicht aufgezeichnet werden (Lehnhardt et al., 2009). Für diese Studie wurden die frühen auditorisch evozierten Potentiale mittels der Hirnstammaudiometrie (BERA) abgeleitet. Für die Messungen der FAEP ist die

Aufmerksamkeit des Patienten nicht erforderlich, so dass die Ableitung auch im Schlaf, Sedierung oder Narkose möglich ist. Weiterhin ist auch die Ableitung dieser Potentiale bei Neugeborenen, obwohl die Reifung der Hörbahn noch nicht abgeschlossen ist, möglich (Lehnhardt et al., 2009). Deshalb eignet sich diese Messung insbesondere für die objektive Hörschwellenmessung bei Kleinkindern (Cebulla, 2006).

Die Anwendungsbereiche der auditorisch evozierten Potentiale beschränken sich nicht nur auf das Abklären des Hörvermögens oder die Topodiagnostik von Hörstörungen, sondern erstrecken sich auf Screening, Überprüfung der Reifung der Hörbahn, Befunderhebung bei otologischen und neurootologischen Erkrankungen, wie z.B. bei einem Tinnitus, einem Hörsturz, Morbus Meniere, einem Akustikusneurinom und Tumoren des Kleinhirnbrückenwinkels und auditorischer Neuropathie/ cochleärer Synaptopathologie. Desweiteren werden auditorisch evozierte Potentiale für neurologische Fragestellungen herangezogen, sowie für die Versorgung mit Kochlea-Implantaten und intraoperativem, zerebralen Monitoring (Böhme et al., 2005).

BERA (Hirnstammaudiometrie):

Die Ableitung der frühen auditorisch evozierten Potentiale zwischen Vertex und Mastoid, die eine Latenzzeit unter 10 ms aufweisen, wird als Hirnstammaudiometrie bzw. als BERA bezeichnet. Sie registriert die Potentiale des Hörnervs und des Hirnstamms.

Für die Ableitung der frühen Potentiale müssen Stimuli verwendet werden, die eine steile Anstiegsflanke aufweisen. Je steiler die Anstiegsflanke des Stimulus ist, desto peripherer wird das Potential entstehen. Weiterhin ist die Ausbildung der FAEP nach 2ms beendet, so dass nur der Beginn des Stimulus wirksam wird. Für die Ableitung der frühen Potentiale mittels BERA werden Klick Stimuli verwendet.

Die Standard-Klicks sind Rechteckimpulse mit zeitlich begrenzter Dauer oder einer Sinushalbwellenform. Durch Luftverdichtungen (Druck) und -verdünnungen (Sog), die durch die Rechteckimpulse bzw. Sinuswellen hervorgerufen werden, reagiert das Corti-Organ mit einer Verschiebung der Basilarmembran zur Scala vestibuli. Allerdings führen die Standard-Klicks durch die zeitliche Verzögerung in den tiefen Frequenzbereichen nicht zu einer völlig synchronen neuralen Entladung entlang der Basilarmembran (neurale

Entladung hauptsächlich im Frequenzbereich 1-4 kHz). Somit ist ein Hörverlust, der auf den Tieftonbereich beschränkt ist, mittels der frühen auditorisch evozierten Potentiale nicht schwellennah zu bestimmen. Werden dagegen tieffrequente Stimuli mit einem höheren Pegel dargeboten, können synchronisierte Potentiale kurzer Latenz ermittelt werden. Diese Potentiale entstehen dadurch, dass die basalen Bereiche der Kochlea mit erregt werden (Conijn et al., 1990; Lehnhardt et al., 2009).

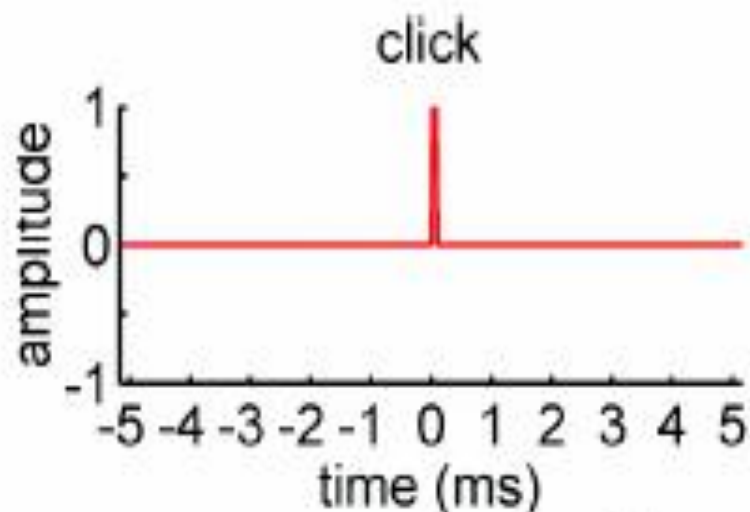


Abbildung 8: Schematische Darstellung des Klickreizes

(Dau T.: Neuronale Mechanismen beim Hören, Carl von Ossietzky
Universität Oldenburg, Einblicke Nr. 33 / Juni 2001)

Bei der Ableitung der FAEP bei Klick-Reizung mittels BERA lassen sich 5 bis 6 Wellen unterscheiden, die sich topographisch in den reizverarbeitenden Hirnabschnitten darstellen lassen (Böhme et al., 2005). Die Gipfel sind durch römische Ziffern gekennzeichnet. Sie werden nach Jewetts eingeteilt (Jewett et al., 1970). Diesen typischen Wellenverlauf des FAEP veranschaulicht die Abbildung 9 bei einer Klick evozierten Hirnstammaudiometrie.

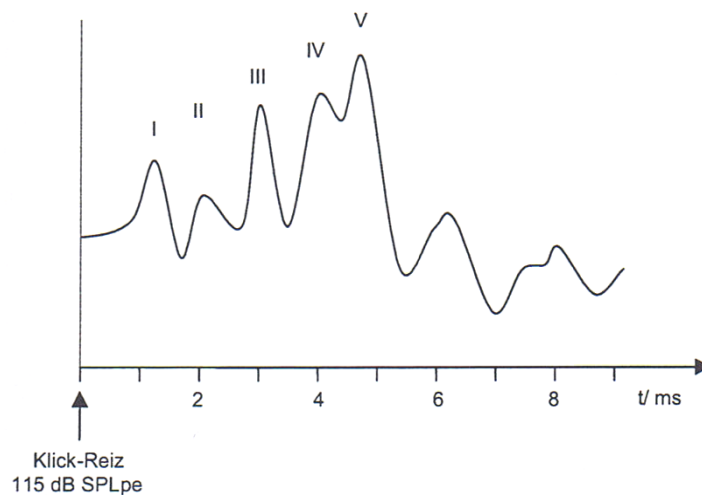


Abbildung 9: FAEP bei Klick-Reizung mit 115 dB SPLpe (Cebulla, 2006)

Die Wellen sind fast nur durch relativ laute Klickreize zu gewinnen. Es gibt keine eindeutige Zuordnung der Wellen IV und V, da diese Wellen sich aus Überlagerungen aus unterschiedlichen Neuronengruppen der ipsi- und kontralateralen Hörbahn bilden (Jörg et al., 1997, Lehnhardt et al., 2009). Durch intraoperative, intrakranielle Ableitung (Moller et al., 1985) und durch Dipolquellenanalyse (Scherg, 1991) sind die Generatoren der Wellen II - V soweit bestimmt worden, dass es für den klinischen Einsatz, z.B. der Topodiagnostik von Hörstörungen, grundlegend ist (Jörg et al., 1997). Die folgende Tabelle zeigt die möglichen Bezugspunkte der Wellen von den FAEP.

Welle	Anatomische Bezugspunkte
I	Spiralganglion
II	Austritt des Hörnervs aus dem inneren Gehörgang
III	Nucleus cochlearis ventralis
IV	Oberer Olivenkomplex und initialer Abschnitt des lemniscus lateralis
V	Lemniscus lateralis (aufsteigender Abschnitt)
VI	Colliculus inferior

Tabelle 1: Darstellung der anatomischen Bezugspunkte der Wellen von den FAEP (Böhme et al., 2005)

Anhand verschiedener Parameter der Potentiale, wie z.B. der absoluten Latenzzeit, können klinische Befunde erstellt werden (Böhme et al., 2005). Dabei sind vor allem die Wellen I, III und V für die Diagnostik in der Audiologie von Bedeutung. Die Wellen zeigen bei Normalhörenden eine sehr hohe Konstanz (Rosenhamer et al., 1978; Rowe, 1978). Welle V ist u.a. für die Hörschwellenuntersuchung von großer Bedeutung, da sie bis zur Hörschwelle nachweisbar ist (Shehata-Dieler et al., 2000).

Der Stimulus einer Klick-BERA ist breitbandig und somit nicht für frequenzspezifisches Messen geeignet. Eine Möglichkeit der frequenzspezifischen BERA-Messung ist mit NN-BERA durchführbar.

Notched-Noise-BERA:

Notched-Noise-BERA ist ein spezielles BERA-Verfahren und wird in der klinischen Praxis zur objektiven frequenzspezifischen Hörprüfung verwendet (Stürzebecher et al., 1995; Stapells et al., 1997). Bei der NN-BERA wird durch kurze Tonpips eine hinreichende synchrone Erregung erreicht. Wie in Abbildung 10a dargestellt, sind Tonpips Reize durch eine aufsteigende und eine absteigende Flanke gekennzeichnet (Böhme et al., 2005). Allerdings sind diese Tonpips mit ihren Seitenbändern zu breitbandig für eine frequenzspezifische Messung. Die Maskierung der Seitenbänder durch ein kerbgefiltertes Rauschen mit einem Notched-Bereich (siehe Abbildung 10b), in dem sich kein Rauschen befindet, sondern nur die Frequenz des Tonpips, ermöglicht eine frequenzspezifische Messung (Reintanz et al., 2004). Das Problem der schlechten Synchronisation der tieffrequenten Tonpips bleibt bestehen. Eine Methode für eine gute Schwellenabschätzung werden zusätzlich die mittellatenten Potentiale erfasst, was bei einer Reizrate von 41/s möglich ist (Stürzebecher et al., 1993). Die mittellatenten Potentiale sind allerdings bei Neugeborenen noch nicht ausgebildet (erst ab einem Alter von 5 Jahren sind diese Potentiale messbar).

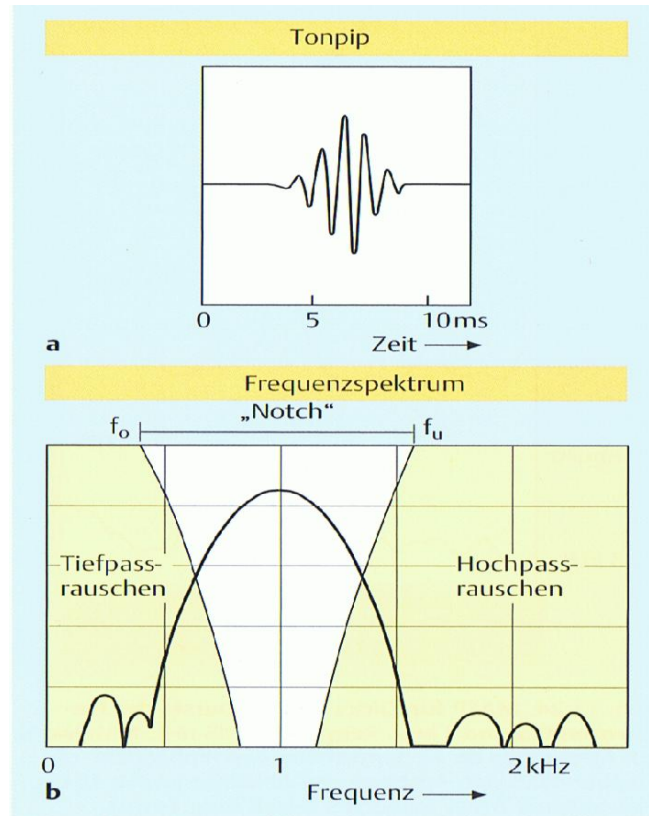


Abbildung 10: a: Tonpip der Frequenz 1 kHz;
 b: Frequenzspektrum des Tonpips mit überlagertem Tiefpass- und Hochpassrauschen mit den Filtergrenzfrequenzen f_o und f_u . Zwischen beiden maskierenden Geräuschen verbleibt eine unmaskierte Lücke (Notch)
 (Lehnhardt et al.: Praxis der Audiometrie, 2009)

2.2.4. Chirp - Reize

Die nicht völlig synchrone neurale Entladung der Basilarmembran durch den Klick-Stimulus kann durch Verwendung eines Chirp-Reizes (engl. Chirp = Zwitschern) ausgeglichen werden (Dau et al., 2000), was besonders im niedrigen Frequenzbereich möglich ist (Lütkenköner et al., 1990; Wegner et al., 2001). Der Chirp-Stimulus kann im Gegensatz zum Standard-Klick die gesamte Basilarmembran gleichzeitig anregen.

Dieser Stimulus gleicht theoretisch die frequenzabhängigen Laufzeitunterschiede auf der Basilarmembran dadurch aus, dass die hohen Frequenzen des Reizes verzögert werden (Wegner et al., 2003). Aus der Literatur sind verschiedene Modelle zur Laufzeitverzögerung bekannt. Lütkenköner (Lütkenköner et al., 1990) verwendete Latenzen frequenzspezifischer AEP. Don et al. (2005) entwickelte Chirp-Modelle, bei denen die Laufzeitverzögerung auf dem Prinzip des linearen Kochlea-Modells von de Boer (1980) aufbauend berechnet wurden. Damit hat sich das Problem der Standard-Klicks hinsichtlich der zeitlichen Verzögerung weitgehend behoben (Elberling et al., 2007).

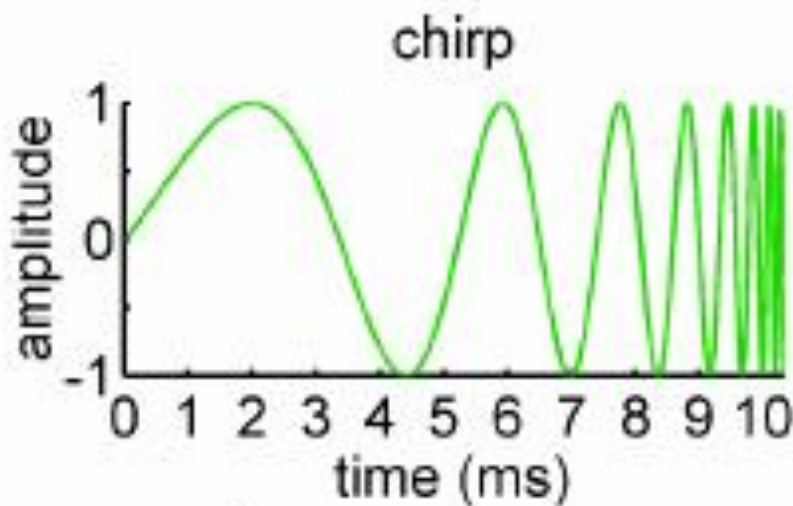


Abbildung 11: Schematische Darstellung des Chirpreizes

(Dau T.: Neuronale Mechanismen beim Hören, Carl von Ossietzky
Universität Oldenburg, Einblicke Nr. 33 / Juni 2001)

Die Stimuli, die in dieser Studie untersucht wurden, werden in dem nächsten Kapitel „Probanden und Methoden“ erläutert.

3. Probanden und Methoden

Die Grundlage dieser Studie war die Untersuchung der schmalbandigen bzw. frequenzspezifischen Stimuli, basierend auf den breitbandigen Stimuli der vorausgegangenen Studie von Hirschvogel (2011), für die Anwendung bei der BERA in Hinblick auf die Realisierung einer frequenzspezifischen Hörschwellenbestimmung.

3.1. Auswahl der Probanden

Im Rahmen dieser Arbeit wurden 50 Erwachsene - im Alter zwischen 18 und 31 Jahren (der Mittelwert des Alters beträgt 23,4 Jahre) - getestet. Die Verteilung hinsichtlich des Geschlechts beträgt 14 (männlich) zu 36 (weiblich). Voraussetzung für alle Probanden war, dass sie höchstens einen Hörverlust von 10 dB HL haben durften. Dies wurde vor jeder Messung mit Hilfe eines Tonaudiogramms überprüft. Eine weitere Voraussetzung war, dass die Probanden in der Lage sein sollten, für ca. eine Stunde ruhig zu liegen, ohne sich viel zu bewegen. Ein möglichst hoher Entspannungsgrad der Probanden war erforderlich, um Messungenauigkeiten bzw. -verzerrungen zu vermeiden.

3.2. Messmethodik und Stimuli

Hierbei handelte es sich um das speziell für die Untersuchung zur Verfügung gestelltem Messgerät MB11-Classic der Firma MAICO Diagnostic GmbH (Berlin, Deutschland). Die akustischen Stimuli wurden über Ohrhörer (EAR-3A) präsentiert. Die Ableitung des EEGs erfolgte über Einmalelektroden der Marke Neuroline Typ 72000-s.

Das EEG wurde nach Bandpass-Filter von 25 Hz (6 dB/ Octave) bis 1,5 kHz (24 dB/ Octave) versehen. Zusätzlich wurde das komplette EEG während der ganzen Messung digital registriert und für die offline Auswertung gespeichert. Die Schwelle der Artefaktunterdrückung wurde als Standard auf 40 μ V eingestellt. Falls der Proband zu

unruhig war, konnte sie individuell vom Versuchsleiter angepasst werden. Das Messzeitfenster wurde für frühe Latenzen eingestellt (von 10 bis 30 ms). Während der Messung wurden die Signale in der Software mit einem Statistikprogramm auf ihre Signifikanz überprüft. Das Signifikanzniveau wurde auf $p = 0,1$ gestellt. Die Messdauer war unabhängig von der Signifikanz.

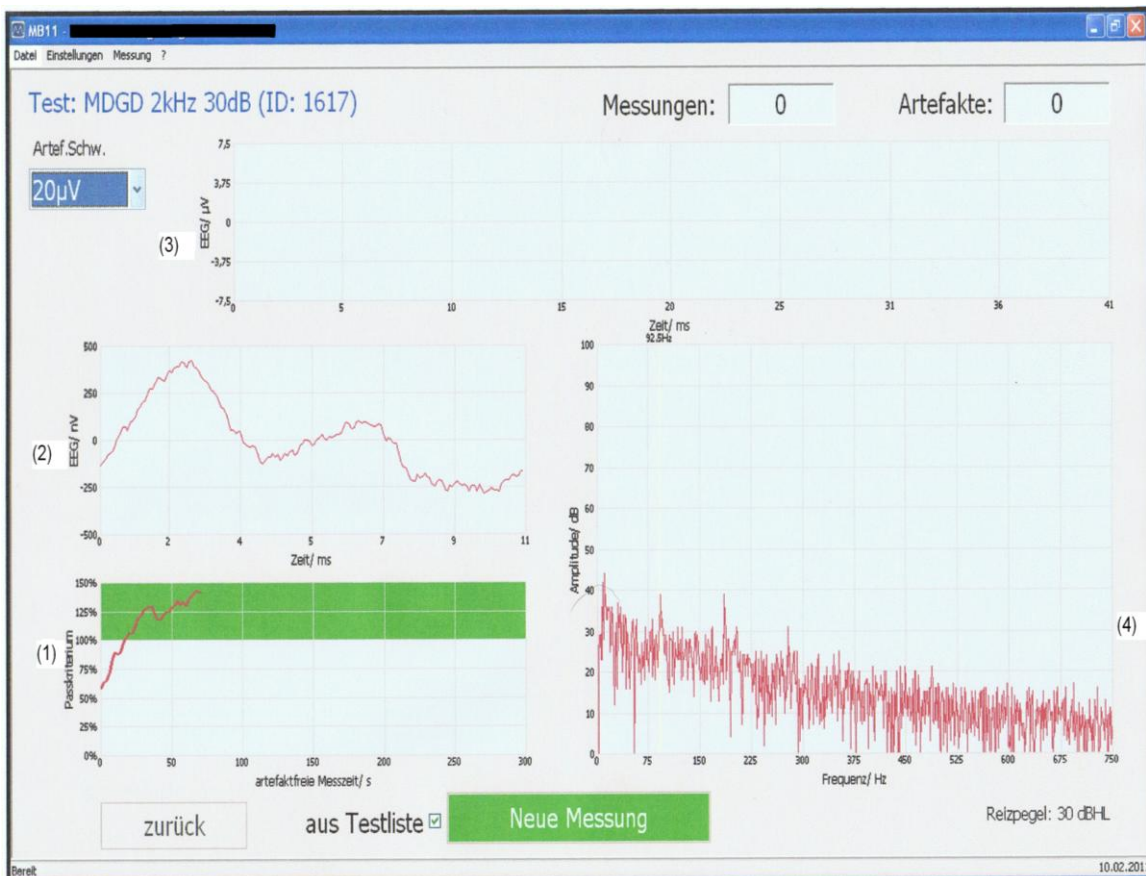


Abbildung 12: Computer-Bildschirm (Software MB-11) bei einer Messung

- (1) Ergebnis des Nachweisalgorithmus
- (2) Gemittelte EEG
- (3) Online EEG
- (4) Frequenzanalyse der gemittelten AEPs

Die Abbildung 12 zeigt den Computer-Bildschirm (Software MB-11) bei einer Messung. Auf der linken Seite befindet sich im unteren Feld das Ergebnis des

Nachweisalgorithmus (1). Eine Antwort wurde nachgewiesen, sobald die Kurve in den grünen Bereich („pass“) war. Somit erfolgt die Ergebnisbewertung automatisch und ist unabhängig vom Untersucher. Die Darstellung (2) darüber zeigt das gemittelte EEG (hier von 0 bis 11 ms). Ganz oben in dem Fenster (3) wird das laufende EEG während der Messung gezeigt (0 bis 41 ms). Rechts unten (4) wird das Frequenzspektrum dargestellt.

Verwendete Stimuli

Für diese Arbeit wurden drei verschiedene Modelle zur Berechnung der Chirps ausgewählt. Diese drei Modelle zur Laufzeitkompensation wurden bereits in einer vorherigen Studie untersucht (Hirschvogel, 2011). Die Stimuli stützen sich auf verschiedene Schätzungen der Laufzeitverzögerung der Wanderwelle in der Cochlea (Neely et al., 1998; Dau et al., 2000; Wegner et al., 2001; Don et al., 2005).

In der Abbildung 13 sind die Latenz-Frequenz Funktionen der Modelle, die zur Berechnung der Chirps verwendet wurden, abgebildet.

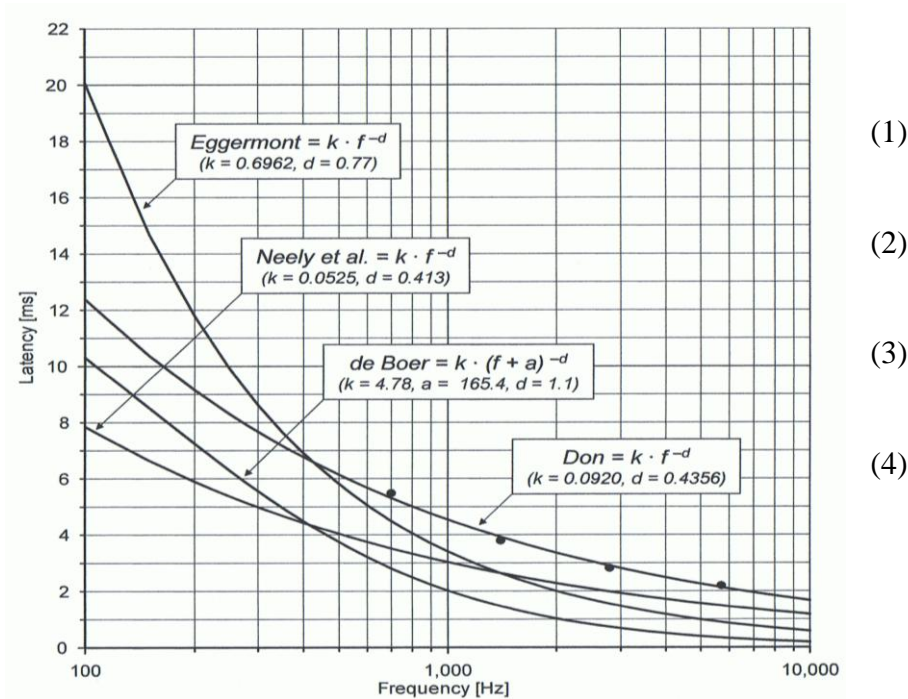


Abbildung 13: Latenz-Frequenz Funktionen basierend auf: (1) schmalbandigen ACAP (Eggermont, 1979), (2) Tone-Burst ABR (Neely et al., 1988), (3) schmalbandigen ABR (Don et al., 2005) und (4) dem Kochleamodell von de Boer (1980). An jeder Latenz-Frequenz-Funktion sind die entsprechenden Formeln und die dazugehörigen Parameterwerte angegeben. (Elberling et al., 2007)

Modell 1 basiert auf Latenzen, die man von schmalbandigen AEPs erhält, welche von Don M. et al. (2005) publiziert wurden. Weiterhin wurde Modell 2 auf der Basis des Kochleamodells von de Boer (1980) erarbeitet und Modell 3 baut auf den Latenzen der Tonbursts ABRs von Neely et al. (1988) auf.

Die Generierung der Stimuli erfolgt aus mehreren überlagerten Cosinusfunktionen. Die Phasenlage der einzelnen Cosinusfunktionen wurde so gewählt, dass die Amplitudenmaximen trotz unterschiedlicher Frequenz jeweils zur gleichen Zeit ein Maximum auf der Basilarmembran erreichen (Cebulla, 2006; Elberling et al., 2007).

In der Abbildung 14 ist der auf Don M. -Daten basierende Chirp (ChMD) aus der vorausgegangenen Studie (Hirschvogel, 2011) abgebildet.

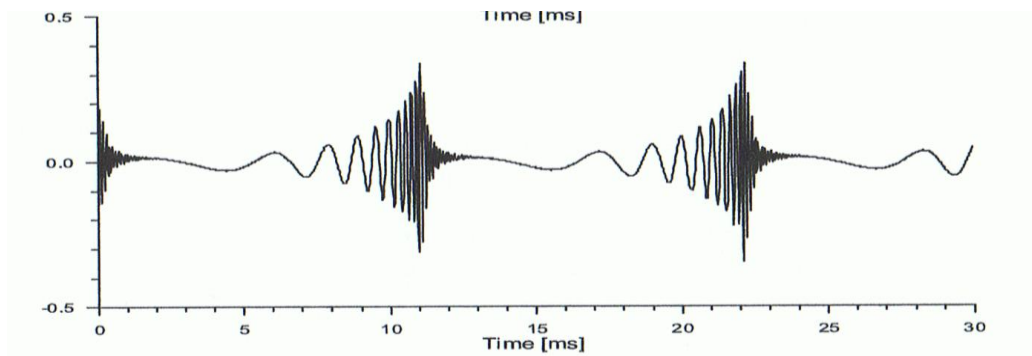


Abbildung 14: Der ChMD - Stimulus aus der Studie von Hirschvogel (2011) mit einer Reizrate von 90/s. Die breitbandigen Stimuli decken die Frequenzen von 180 Hz bis 7920 Hz ab.

Für diese Studie wurden frequenzspezifische Stimuli generiert. Die Stimuli sind eine Oktave breit und die mittleren Frequenzen betragen 500 Hz, 1 kHz, 2 kHz und 4 kHz. Die Reizrate entspricht bei allen Stimuli 90/s. Die Kalibrierung der Stimuli erfolgte subjektiv mit 10 normalhörenden Probanden. Somit wurde für jeden Stimuli die individuelle subjektive Hörschwelle ermittelt.

In der Abbildung 15 sind auf dem ChMD – Stimulus basierende frequenzspezifische Stimuli in den Frequenzen 500, 1000, 2000 und 4000 Hz dargestellt.

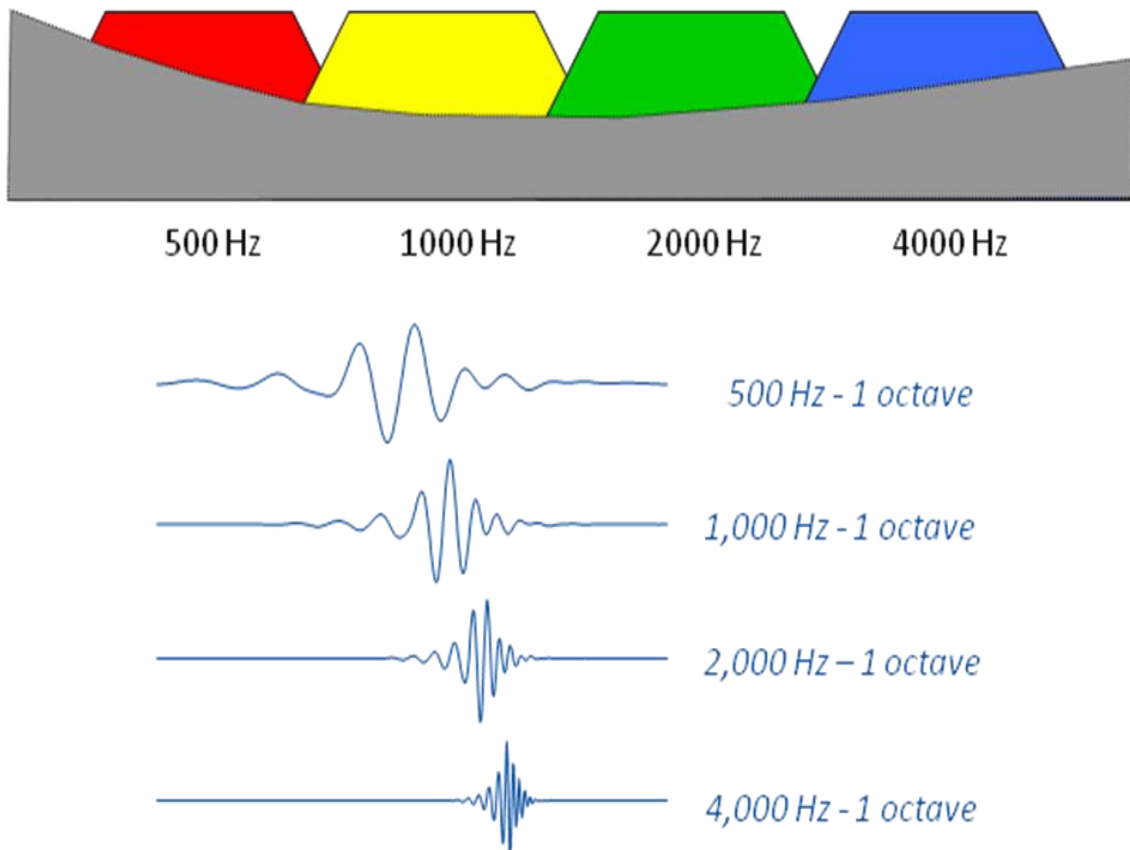


Abbildung 15: Darstellung frequenzspezifischer Stimuli in den mittleren Frequenzen von 500, 1000, 2000 und 4000 Hz. Die Stimuli sind eine Oktave breit und basieren auf den ChMD – Stimulus (Hirschvogel, 2011)

Die drei Modelle, die in dieser Studie untersucht wurden, werden im Verlauf der Arbeit abgekürzt und in der folgenden Tabelle mit den verschiedenen Frequenzen veranschaulicht. Da in der vorausgegangenen Studie (Hirschvogel, 2011) sich zeigte, dass das Modell 1, basierend auf frequenzspezifischen AEP-Daten von Don M. et al. (2005), das bessere ist, wurde für dieses Modell vier Frequenzen untersucht, bei den anderen nur zwei.

Stimuli-Modell	Abkürzung mit Testfrequenzen
Modell 1 (Don et al., 2005)	ChMD_500 Hz
	ChMD_1 kHz
	ChMD_2 kHz
	ChMD_4 kHz
Modell 2 (de Boer, 1980)	ChDB_500 HZ
	ChDB_1 kHz
Modell 3 (Neely et al., 1988)	ChNE_500 Hz
	ChNE_1 kHz

Tabelle 2: Abkürzungen der verschiedenen untersuchten Stimulimodelle in den jeweiligen Testfrequenzen, die in dieser Studie untersucht wurden

3.3. Rahmenbedingungen und Untersuchungsablauf

Zu Beginn wurden die Probanden über diese Studie, den Ablauf der Messung sowie die zuhörenden Stimuli aufgeklärt. Nach deren Zustimmung wurde zuerst ein Tonaudiogramm des Probanden gemacht. Dabei wurde sowohl das rechte als auch das linke Ohr auf die Frequenzen 0.25, 0.5, 1, 2 und 4 kHz überprüft. Der Hörverlust sollte auf beiden Seiten nicht mehr als 10 dB HL betragen, um zu starke abweichende Hörschwellen in den späteren Ergebnissen vorzubeugen.

Die eigentliche Messung wurde in einem Raum vorgenommen, der sowohl elektrisch als auch akustisch abgeschirmt war. Die Beleuchtung des Raumes war gedimmt. Zusätzlich sollten sich wenig visuelle Reize in diesem Raum befinden, um eine möglichst hohe EEG-Qualität zu erreichen. Während der Messung lag die Testperson bequem auf einer Liege, um optimale Testergebnisse zu bekommen. Aus Bequemlichkeitsgründen bot sich an ein flaches Kissen unter den Kopf zu legen, sowie auch eine kleine Rolle unter die Knie. Es war insbesondere darauf zu achten, dass sich der Hals des Probanden nicht verkrampft (Gefahr der myogenen Artefakte).

Mit einem Gazestreifen wurden die Stellen hinter dem rechten Ohrfläppchen (Mastoid),

an der rechten Schläfe und in der Mitte seiner Stirn am Haaransatz (Vertex) desinfiziert und mit einem Peeling entfettet, um den Widerstand der Haut zu senken. Danach wurden an diesen Stellen die Elektroden befestigt. Hierbei handelte es sich um die Elektroden „Disposable Neurology Electrodes“ Type 72000-S von Neuroline. Nun erfolgte die Messung des Widerstands zwischen den Elektroden, der 5 kOhm oder weniger betragen sollte. Sofern dies nicht der Fall war, wurden die Elektroden entfernt und die Stellen erneut mit dem Peeling gereinigt. Danach wurde der Widerstand erneut gemessen. Jetzt wurden die Kabel an die Elektroden gesteckt und der Proband erhielt einen Ohrhörer, den der Untersucher in das audiologisch bessere Ohr (i.d.R. das rechte Ohr) platzierte. Das Kabel dieses Ohrhörers wurde zur Stabilisierung mit einer Klammer an der Kleidung befestigt. Die Testperson befand sich alleine im Untersuchungsraum. Vom Nebenraum aus wurde die Messung gestartet, gleichzeitig konnte der Proband über einen Monitor überwacht werden.

Das Programm wählte die Reize nach dem Zufallsprinzip aus (insgesamt 17 Reize). Während der Messung beobachtete der Versuchsleiter die Testergebnisse. Ein Stimulus wurde nur bis max. 200 s gemessen, damit die Messung nicht zu langwierig, die Testpersonen nicht zu unruhig wurde. Dem Versuchsleiter stand es offen, die Untersuchungszeit bis zu 300 s zu verlängern. Dies wurde u.a. dann gemacht, wenn im Testergebnis-Fenster ein stetiger Anstieg zu erkennen war und nach einem Ablauf von 200 s z.B. 80% des Testwertes bereits erreicht wurden. Eine Antwort wurde nachgewiesen, sobald die Kurve in den grünen Bereich („pass“) war (siehe Abbildung 12). Der AEP - Nachweis wurde automatisch mit einem speziellen Algorithmus durchgeführt (Cebulla et al., 2006). Es wurde mit einem Stimuluspegel von 30 dB nHL und 50 dB nHL gemessen. Die eigentliche Auswertung erfolgte nach den Messungen anhand der gespeicherten Daten.

3.4. Statistische Auswertungsmethoden

Die Prüfung auf Signifikanz der ermittelten Daten erfolgte mit dem Programm Excel von der Firma Microsoft© und mit dem Programm SPSS© (Statistical Package for the Social Sciences). Die Mittelwerte, Mediane und Standardabweichungen wurden für die

deskriptive Darstellung errechnet. Es wurde sowohl der Mittelwert als auch der Median errechnet, um durch den Median eventuelle Ausreißer bei den Messungen besser relativieren zu können, die den Mittelwert sonst stark beeinflussen würden. Die Konfidenzintervalle (oder auch Vertrauensbereich) wurden auf dem Niveau von 95% bestimmt, woraus sich die Irrtumswahrscheinlichkeit auf 5% festlegt.

Für die statistische Auswertung waren vor allem die Nachweisraten und Nachweiszeiten wichtig.

Die Nachweisrate für jeden einzelnen Stimulus berechnet sich aus dem Quotienten der Anzahl der Personen, bei denen eine Reizantwort innerhalb der Messzeit beobachtet wurde, und der Gesamtzahl aller Testpersonen. Der McNemar-Test wurde für die statistische Auswertung der Nachweisraten verwendet.

Mithilfe von nicht-parametrischen Tests für abhängige Stichproben, wie z.B. dem Friedman-Test und dem Wilcoxon-Test, ließen sich die Nachweiszeiten auf statistische Signifikanz prüfen.

Die Nullhypothesen wurden jeweils so formuliert:

H1(A): „Es gibt keine signifikanten Unterschiede in den durchschnittlichen Nachweisraten der untersuchten Stimuli bei 30 dB nHL und 50 dB nHL.“

H1(B): „Es gibt keine signifikanten Unterschiede in den durchschnittlichen Nachweiszeiten der untersuchten Stimuli mit 30 dB nHL und 50 dB nHL.“

H1(C): „Es gibt keine signifikanten Unterschiede in den durchschnittlichen Nachweiszeiten der untersuchten Stimulimodelle ChMD, ChNE und ChDB mit 30 dB nHL und 50 dB nHL ohne bezüglich der Frequenz“

Für die Testung der H1(A): Der McNemar-Test

Häufigkeitstest für zwei verbundene Stichproben, die eines Alternativmerkmals mit den Ausprägungen A und \bar{A} zu vergleichen ist.

Für die Testung der H1(B): Der Friedman-Test und der Wilcoxon-Test

- Friedman-Test:
 - Analyse von Rangsummen
 - Wenn mehr als zwei verbundene Stichproben vorliegen

- Setzt keine besondere Verteilungsform voraus
- Wilcoxon-Test:
 - Analyse von Rangsummen
 - Verteilungsfreier (oder nicht-parametrischer) Test
 - Setzt keine besondere Verteilungsform voraus
 - Für zwei verbundene Stichproben
 - Prüfgrößen werden nicht aus den Original-Messwerten berechnet, sondern aus deren Rangzahlen

Für die Testung der H1(C): Der Friedman-Test und der Wilcoxon-Test

- Friedman-Test: s.o.
 - Wilcoxon-Test: s.o. (Weiß, 2005)
- ⇒ Bei der Testung der H1(C) wurden zuerst Ränge für 500 Hz und getrennt für 1 kHz gebildet. Das bedeutet, dass die Ränge pro Frequenz vergeben wurden. 2 kHz und 4 kHz wurde nicht in die statistische Berechnung mit einbezogen, da für die Modelle 2 und 3 (ChDB und ChNE) keine Messung in den Frequenzen 2 kHz und 4 kHz erfolgte. Schließlich wurden Summen der Ränge der Nachweiszeiten für die drei Modelle gebildet. Diese Summen wurden dann miteinander verglichen (siehe Anhang).

4. Ergebnisse

Die Ergebnisse beziehen sich auf die unter 3.1 beschriebenen Probanden: 50 normalhörende Männer und Frauen im Alter zwischen 18 und 31 Jahren (Altersmittelwert 23,4 Jahre).

4.1. Ergebnisse der Nachweisraten

4.1.1. Ergebnisse der Nachweisraten bei 30 dB nHL

Für die Auswertung der Nachweisraten lautet die Nullhypothese (H_0): Es gibt keinen signifikanten Unterschied in den durchschnittlichen Nachweisraten der untersuchten Stimuli bei 30 dB nHL. Die Alternativhypothese (H_1) wird wie folgt formuliert: Es gibt einen signifikanten Unterschied in den durchschnittlichen Nachweisraten der untersuchten Stimuli bei 30 dB nHL. In der folgenden Tabelle werden die Nachweisraten der Stimuli dargestellt.

Stimulus	Nachweisrate
ChMD_4 kHz	84 %
ChMD_2 kHz	98 %
ChMD_1 kHz	82 %
ChMD_500 Hz	42 %
ChDB_1 kHz	82 %
ChDB_500 Hz	42 %
ChNE_1 kHz	84 %
ChNE_500 Hz	40 %

Tabelle 3: Nachweisrate der untersuchten Stimuli bei 30 dB nHL (N = 50)

Bei 1, 2 und 4 kHz bewegen sich die Nachweisraten zwischen 82% und 98%, bei 500 Hz zwischen 40% und 42%. Die größte Nachweisrate mit 98% konnte mit dem Stimulus ChMD_2 kHz erzielt werden. Auf dem letzten Rang steht der Stimulus ChNE_500 Hz. Hier wurde nur 40% eine Antwort erkannt. Der Durchschnittswert der Nachweisraten bei 30 dB nHL liegt bei 69%. Der Stichprobenumfang war $N = 50$.

Statistische Auswertung:

Bei der statistischen Auswertung mit Hilfe des McNemar-Tests konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den Stimuli erkannt werden ($p = 1,00 > 0,05$). Es wurden die Stimuli jeweils paarweise mit der gleichen Frequenz verglichen. Somit ist die Nullhypothese anzunehmen und es gibt keinen signifikanten Unterschied zwischen den durchschnittlichen Nachweisraten der untersuchten Stimuli bei 30 dB nHL.

4.1.2. Ergebnisse der Nachweisraten bei 50 dB nHL

Die Ergebnisse der Nachweisraten der Stimuli bei 50 dB nHL werden in der Tabelle 4 gezeigt.

Stimulus	Nachweisrate
ChMD_4 kHz	90 %
ChMD_2 kHz	100 %
ChMD_1 kHz	98 %
ChMD_500 Hz	82 %
ChDB_1 kHz	92 %
ChDB_500 Hz	84 %
ChNE_1 kHz	96 %
ChNE_500 Hz	80%

Tabelle 4: Nachweisrate der untersuchten Stimuli bei 50 dB nHL (N=50)

Die Nachweisraten aller untersuchten Stimuli bewegen sich auf einem Niveau zwischen 80% und 100%. Bei dem Stimulus ChMD_2 kHz wurde zu 100% eine Antwort gegeben. Der letzte Stimulus in dieser Rangliste ist der Stimulus ChNE_500 Hz. Bei diesem Stimulus wurde nur 80% eine Antwort erkannt. Der Durchschnittswert der Nachweisraten bei 50 dB nHL liegt bei 90%.

Statistische Auswertung:

Im Signifikanztest (McNemar Test) zeigten sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Stimuli in Bezug auf die Nachweisrate ($p = 1,00$ bis $0,27 > 0,05$). Daher ist die Nullhypothese anzunehmen und es gibt keinen signifikanten Unterschied zwischen den durchschnittlichen Nachweisraten der untersuchten Stimuli bei 50 dB nHL. Es wurden die Stimuli jeweils paarweise mit der gleichen Frequenz verglichen.

4.2. Ergebnisse der Nachweiszeiten

4.2.1. Ergebnisse der Nachweiszeiten bei 30 dB nHL

Die folgende Tabelle enthält für die untersuchten Stimuli die Mittelwerte und die Standardabweichungen bei 30 dB nHL. Der Stichprobenumfang für alle Stimuli ist $N = 50$.

Stimulus	Mittelwert (s)	Standardabweichung (s)
ChMD_500 Hz	126,6	67,5
ChMD_1 kHz	103,8	79,0
ChMD_2 kHz	84,1	63,9
ChMD_4 kHz	92,0	72,9
ChDB_500 Hz	141,7	85,6
ChDB_1 kHz	87,1	55,2
ChNE_500 Hz	102,3	72,0
ChNE_1 kHz	77,6	63,0

Tabelle 5: Mittelwert und Standardabweichung der Nachweiszeiten der untersuchten Stimuli bei 30 dB nHL

Bei der Nachweiszeit ergab der Stimulus ChNE_1 kHz im Durchschnitt die kürzeste Zeit mit $77,6 \text{ s} \pm 63 \text{ s}$. Der Stimulus ChDB_500 Hz brauchte dagegen am längsten mit $141,7 \text{ s} \pm 85,6 \text{ s}$. Die Nullhypothese für die Auswertung der Nachweiszeiten lautet: Es gibt keinen signifikanten Unterschied in den durchschnittlichen Nachweiszeiten der untersuchten Stimuli bei 30 dB nHL. Die Alternativhypothese dagegen lautet: Es gibt einen Unterschied in den durchschnittlichen Nachweiszeiten der untersuchten Stimuli bei 30 dB nHL.

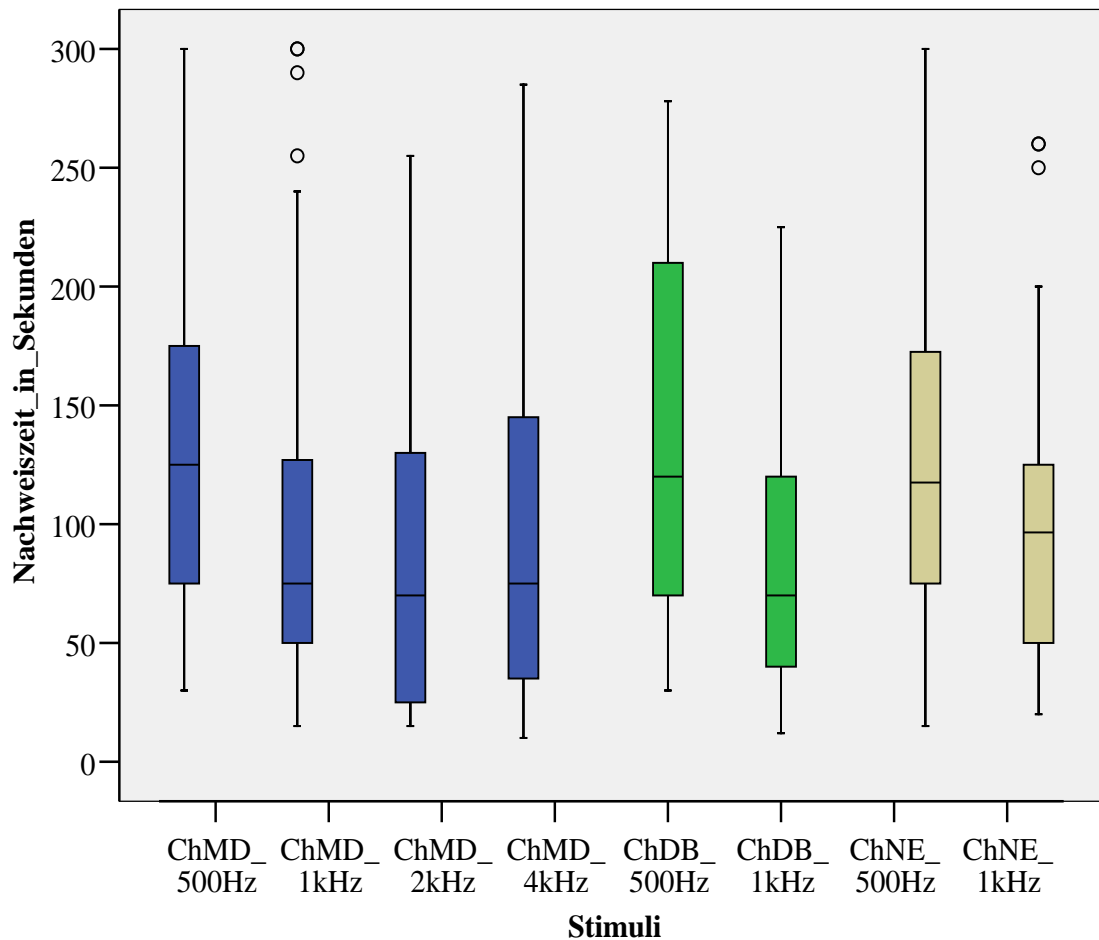


Abbildung 16: Boxplot der Nachweiszeiten der untersuchten Stimuli bei 30 dB nHL

In der Abbildung 16 werden die Ergebnisse nochmal als Boxplot - Graphik dargestellt. Das Rechteck, welches durch das obere und untere Quartil begrenzt wird, wird als Box bezeichnet, die 50 % der Daten umfasst. Der Median ist als Strich in der Box gekennzeichnet. Als „Whisker“ werden die vertikalen Linien bezeichnet, deren Länge maximal das 1,5 fache des Interquartilabstands beträgt und immer durch einen Wert aus den Daten bestimmt wird. Als „Ausreißer“ werden diejenigen Werte bezeichnet, die über dieser Grenze liegen. Sie werden separat in das Diagramm eingetragen.

Statistische Auswertung:

Die Prüfung auf signifikante Unterschiede erfolgte mit Hilfe des Friedman-Tests für

eine Ranganalyse und dann mit dem Wilcoxon-Test für paarweise Stichproben. Die große Standardabweichung aus der Tabelle 5 lässt vermuten, dass keine Normalverteilung vorliegt, deshalb erfolgt die Prüfung mit parameterfreien Tests. Dadurch, dass sich die Nachweisrate in der Gruppe der 30 dB nHL teilweise bei 40% bewegte, lag der Stichprobenumfang bei $N = 11$. Dies ist sehr gering, weswegen Schlussfolgerungen mit Vorsicht betrachtet werden sollten. Signifikante Unterschiede konnten nicht belegt werden. Der p -Wert des Wilcoxon-Test lag knapp über $\alpha = 0,05$ ($p = 0,90$ bis $0,07$). Daher ist die Nullhypothese anzunehmen (Es gibt keinen signifikanten Unterschied in den durchschnittlichen Nachweiszeiten der untersuchten Stimuli bei 30 dB nHL).

4.2.2. Ergebnisse der Nachweiszeiten bei 50 dB nHL

Der Stichprobenumfang war hier $N = 50$. Die Nachweiszeiten bewegten sich zwischen $56,3 \text{ s} \pm 46,3 \text{ s}$ und $102,1 \text{ s} \pm 82,6 \text{ s}$. Die kürzeste Nachweiszeit weist der Stimulus ChMD_2 kHz auf, die längste der Stimulus ChNE_500 Hz. Die Nullhypothese für die Auswertung der Nachweiszeiten lautet: Es gibt keinen signifikanten Unterschied in den durchschnittlichen Nachweiszeiten der untersuchten Stimuli bei 50 dB nHL. Die Alternativhypothese dagegen lautet: Es gibt einen Unterschied in den durchschnittlichen Nachweiszeiten der untersuchten Stimuli bei 50 dB nHL.

Die Tabelle 6 enthält für die untersuchten Stimuli bei 50 dB nHL die Mittelwerte und Standardabweichungen.

Stimuli	Mittelwert (s)	Standardabweichung (s)
ChMD_500 Hz	77,6	55,9
ChMD_1 kHz	67,8	55,1
ChMD_2 kHz	56,3	46,3
ChMD_4 kHz	68,8	55,5
ChDB_500 Hz	92,5	72,3
ChDB_1 kHz	68,2	55,7
ChNE_500 Hz	102,1	82,6
ChNE_1 kHz	61,6	62,3

Tabelle 6: Ergebnisse der Nachweiszeiten der untersuchten Stimuli bei 50 dB nHL
(Mittelwerte und Standardabweichungen)

Statistische Auswertung:

Der Stichprobenumfang lag bei der Auswertung mit dem Friedman- und Wilcoxon-Test bei $N = 31$. Bei den paarweisen Vergleichen konnte ein signifikanter Unterschied zwischen dem Stimulus ChNE_500 Hz und dem Stimulus ChMD_500 Hz belegt werden ($p = 0,043 < \alpha = 0,05$). Hier ist die Alternativhypothese anzunehmen. $H(1)$: Es gibt einen signifikanten Unterschied in den durchschnittlichen Nachweiszeiten der untersuchten Stimuli bei 50 dB nHL. Bei den anderen Stimuli ist dagegen die Nullhypothese anzunehmen, da es keinen signifikanten Unterschied gibt.

In der Abbildung 17 werden die Mediane und die Standardabweichungen der Nachweiszeiten veranschaulicht dargestellt. Es handelt sich hierbei wieder um eine Boxplot-Graphik.

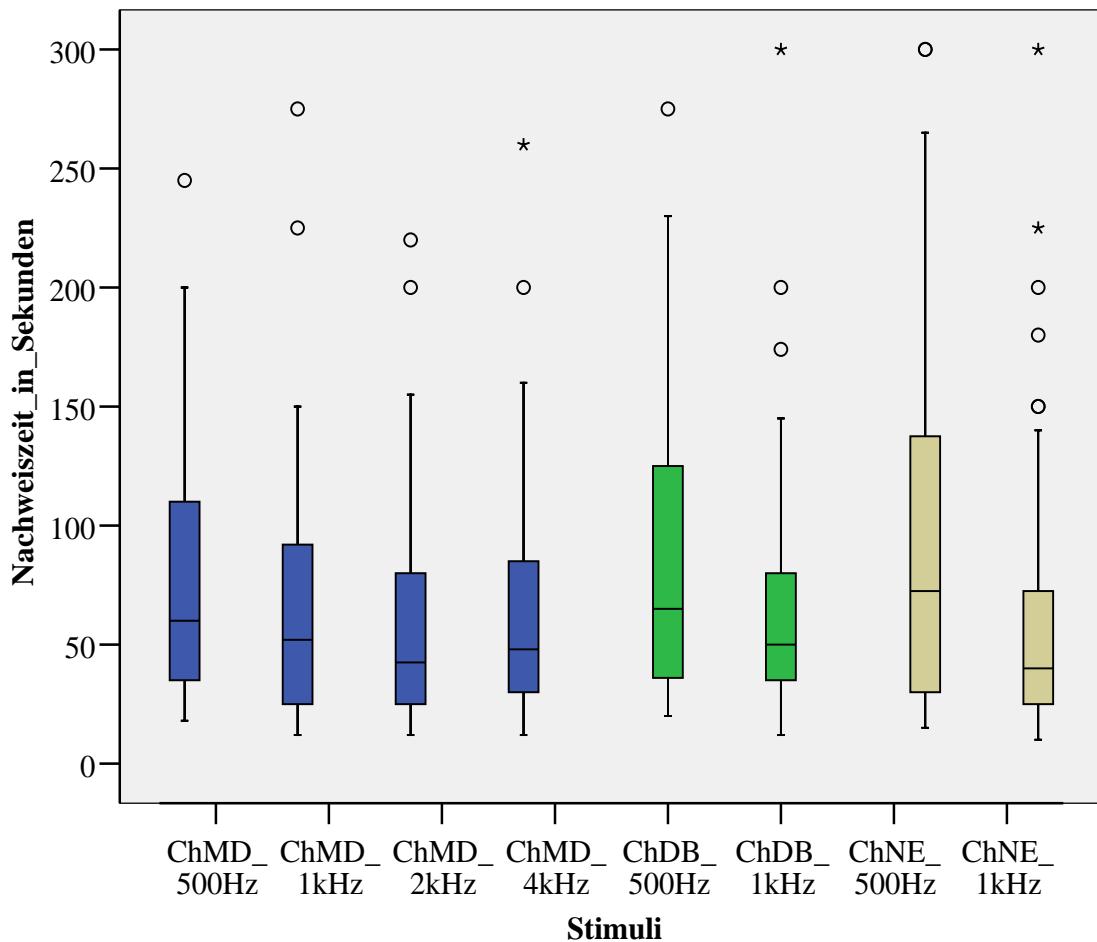


Abbildung 17: Boxplot der Nachweiszeiten der untersuchten Stimuli bei 50 dB nHL

4.3. Auswertung der Ergebnisse mittels multivarianter Analyse

Für die statistische Auswertung wurden Ränge pro Frequenz vergeben (getrennt für 500 Hz und 1 kHz). Die Summen dieser Ränge (500 Hz und 1 kHz addiert) der Nachweiszeiten ergaben dann die Daten für die weitere Auswertung (siehe Anhang bzw. für eine genaue Erläuterung siehe unter 3.4.). Der Stichprobenumfang wurde von 50 auf 11 reduziert, weil bei 30 dB nHL viele Stimuli nicht erkannt wurden. Bei geringen gültigen Stichprobengrößen empfiehlt die Autorin, weitere Untersuchungen mit größerer Stichprobengröße durchzuführen, um die Ergebnisse zu bestätigen.

4.3.1. Ergebnisse der Stimulimodelle bei 30 dB nHL

Wie die folgende Tabelle zeigt, unterscheiden sich die mittleren Ränge der Nachweiszeiten in den untersuchten Stimuli nur gering. Die Werte konzentrieren sich um die Rangzahl 2.

Stimulus	Mittlerer Rang
ChMD	1,68
ChDB	2,09
ChNE	2,23

Tabelle 7: Mittlere Rangsummen der untersuchten Stimuli bei 30 dB nHL

Statistische Auswertung:

Die Nullhypothese (H_0) lautet: Es gibt keinen signifikanten Unterschied in den durchschnittlichen Nachweiszeiten der untersuchten Stimulimodelle ChMD, ChDB und ChNE bei 30 dB nHL. Die Alternativhypothese (H_1) wurde dementsprechend so formuliert: Es gibt einen Unterschied in den durchschnittlichen Nachweiszeiten der untersuchten Stimulimodelle ChMD, ChDB und ChNE bei 30 dB nHL.

Auch hier wurde mit dem Friedman- und dem Wilcoxon-Test gerechnet. Signifikante Unterschiede konnten nicht belegt werden ($p = 0,40$ bei $\alpha = 0,05$). Daher ist die Nullhypothese anzunehmen: Es gibt keinen signifikanten Unterschied in den mittleren Rangsummen zwischen den Stimuli bei 30 dB nHL.

4.3.2. Ergebnisse der Stimulimodelle bei 50 dB nHL

Wie in Tabelle 8 gezeigt wird, unterscheiden sich die mittleren Ränge der Nachweiszeiten in den untersuchten Stimuli auch bei 50 dB nHL nur gering. Die Werte

konzentrieren sich um die Rangzahl 2.

Stimulus	Mittlerer Rang
ChMD	1,89
ChDB	1,97
ChNE	2,15

Tabelle 8: Mittlere Rangsummen der untersuchten Stimuli bei 50 dB nHL

Statistische Auswertung:

Die Auswertung wurde wie bei 30 dB nHL beschrieben durchgeführt. Der Stichprobenumfang beträgt $N = 31$. Die Nullhypothese (H_0) wird wie folgt formuliert: Es gibt keinen signifikanten Unterschied in den durchschnittlichen Nachweiszeiten der untersuchten Stimulimodelle ChMD, ChDB und ChNE bei 50 dB nHL. Die Alternativhypothese (H_1) lautet: Es gibt einen Unterschied in den durchschnittlichen Nachweiszeiten der untersuchten Stimulimodelle ChMD, ChDB und ChNE bei 50 dB nHL.

Signifikante Unterschiede konnten nicht belegt werden ($p = 0,53$ bei $\alpha = 0,05$). Daher ist die Nullhypothese anzunehmen: Es gibt keinen signifikanten Unterschied in den mittleren Rangsummen zwischen den Stimuli bei 50 dB nHL.

5. Diskussion

Die drei Modellfunktionen zur Laufzeitkompensation, die in dieser Studie zur Stimulus-Generierung verwendet wurden, wurden bereits in einer vorherigen Studie von Hirschvogel (2011) mit Klick-Stimuli verglichen. Allerdings wurden in dieser Studie nur breitbandige Stimuli betrachtet. Schon in der Vergangenheit wurden Chirp-Stimuli, wie z. B. Dau et al. (2000), Fobel et al. (2004) auf ihre Effizienz hin nachgegangen und es zeigte sich, dass Chirp- Reize effektiver sind als Klicks.

In der vorliegenden Studie wurde untersucht, ob mit Hilfe von laufzeitkorrigierten Chirp-Stimuli, eine objektive frequenzspezifische Hörschwellenbestimmung möglich ist und welches Modell zur Laufzeitkompensation besonders geeignet ist.

Bei der Diskussion der Ergebnisse wird zuerst auf die erzielbaren Nachweisraten und Nachweiszeiten der einzelnen Reize, bezogen auf Präsentationspegel und Frequenzen eingegangen und schließlich auf die Ergebnisse der multivarianten Analyse der Nachweiszeiten der Stimuli. Dabei erfolgt eine Erläuterung der Vor- und Nachteile bzw. Probleme der laufzeitkorrigierten Stimuli zur Untersuchung der frequenzspezifischen Hörschwelle. Die Ergebnisse der Tonaudiometrie finden in der Diskussion keine gesonderte Erwähnung. Das Tonaudiogramm diente lediglich der Überprüfung des Hörvermögens der Probanden, um das für die Untersuchung notwendige Normalgehör sicherzustellen.

5.1. Ergebnisse der Nachweisraten

Ein Test zur Ermittlung der frequenzspezifischen Hörschwelle sollte möglichst zuverlässig sein und eine hohe Nachweisrate bieten. Zusätzlich sollte er leicht anwendbar sein und keine Beeinträchtigung oder negative Konsequenzen für die Untersuchenden nach sich ziehen.

Bei 30 dB nHL bewegen sich die Nachweisraten der untersuchten Stimuli für 1 kHz, 2 kHz und 4 kHz zwischen 82% und 98% und bei 500 Hz zwischen 40% und 42%. Die wesentliche Ursache für diesen großen Unterschied ist darin zu suchen, dass die

Frequenz mit der niedrigen Nachweisrate (500 Hz) im Vergleich zu den anderen Stimuli einen deutlich schmalen Bereich auf der Basilarmembran stimuliert. Bei den Nachweisraten der untersuchten Stimuli mit 50 dB nHL ist dieses Phänomen auch zu erkennen, wenn auch nicht so ausgeprägt. Jedoch zeigt sich allgemein bei 50 dB nHL eine bessere Nachweisrate, was auf die höhere Lautstärke beruht und der daraus resultierend großen Antwortamplitude. Im Vergleich zu anderen wissenschaftlichen Untersuchungen äußert sich die Prüffrequenz 500 Hz immer als problematisch (Cebulla et al., 2006; Berger, 2007). Dies liegt an der zeitlichen Verzögerung der Ausbreitung der Wanderwelle vom basalen und apikalen Bereich der Cochlea. Die Reissner-Membran und die Basilarmembran (der Endolymphschlauch) werden durch eine Volumenverschiebung wellenförmig verformt (Wanderwelle). Bis zum Helicotrema verkleinert sich die elastische Rückstellkraft der Basalmembran. Die Ausbreitungsgeschwindigkeit der Wanderwelle und die Wellenlänge nehmen bis zur Schneckenspitze ab (Silbernagel et al., 2003; Hick et al., 2006). Aus diesem Grund sind die tieffrequenten Anteile eines Stimulus nicht zum Hirnstammpotenzial aufzuzeichnen. Es ist zu erwarten, dass bei replizierenden Untersuchungen ähnliche nicht zufrieden stellende Resultate bei Messungen im Bereich von 500 Hz herauskommen werden. Die Ergebnisse der untersuchten Stimuli ab 1000 Hz zeigen sowohl bei 30 dB nHL als auch bei 50 dB nHL eine hohe Nachweisrate von 82% bis sogar 100%. Es ließen sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den untersuchten Modellen nachweisen. Dafür müsste der Stichprobenumfang größer sein.

5.2. Ergebnisse der Nachweiszeiten

Die Nachweiszeiten sollten bei der Bestimmung der frequenzspezifischen Hörschwelle möglichst kurz sein. Dies ist vor allem dann wichtig, wenn z.B. Kleinkinder während der Messung sediert werden.

Die kürzere Nachweiszeit wird, wie auch bei der Nachweisrate, mit dem höheren Lautstärkepegel und der daraus resultierend großen Antwortamplitude erreicht. Die kürzeste Zeit von $56,3 \text{ s} \pm 46,3 \text{ s}$ benötigt der Stimulus ChMD_2 kHz bei 50 dB nHL. Bei 30 dB nHL braucht der Stimulus ChNE_1 kHz $77,6 \text{ s} \pm 63,0 \text{ s}$ bis er nachgewiesen

werden kann.

Die längste Nachweiszeit, die mit den untersuchten Stimuli ermittelt wurden, ist $141,7 \text{ s} \pm 85,6 \text{ s}$ mit dem Stimulus ChDB_500 Hz bei 30 dB nHL.

Bei 30 dB nHL musste der Stichprobenumfang von 50 auf 11 reduziert werden, da deutlich weniger Antworten nachweisbar waren (Nachweisrate: 40%). Dieser Stichprobenumfang ist sehr gering, weshalb Schlussfolgerungen mit Vorsicht gezogen werden sollten. Es konnten zwischen den untersuchten Laufzeit-Modellen keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden. Hier empfiehlt sich eine erneute Untersuchung mit größerem Stichprobenumfang.

Weiterhin ist zu beachten, dass der Stimulus ChNE_1 kHz bei 30 dB nHL zwar der Stimulus mit der kürzesten Nachweiszeit ist ($77,6 \text{ s} \pm 63,0 \text{ s}$), jedoch nicht der mit der größten Nachweisrate (84%). Bei 30 dB nHL weist der Stimulus ChMD_2 kHz die größte Nachweisrate (98%) auf. Die Nachweiszeit beträgt hier $84,1 \text{ s} \pm 63,9 \text{ s}$. In diesem Fall wäre die Differenz der längeren Zeit nicht sehr viel höher und eventuell sogar akzeptabel.

Bei 30 dB nHL ließen sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den untersuchten Modellen nachweisen. Dies ließe sich durch eine größere Stichprobe ausschließen. Auch in der Studie von Hirschvogel (2011), in welcher die drei Chirps für ein Hörscreening untersucht worden sind, konnte kein signifikantes Ergebnis gezeigt werden. Hier bedarf es in Zukunft noch weitere Untersuchungen, um signifikante Ergebnisse und damit auch verlässliche Angaben zur Effizienz zu erzielen.

Der Stichprobenumfang ist bei 50 dB nHL $N = 31$. Hier hat der Stimulus ChMD_2 kHz die kürzeste Nachweiszeit mit $56,3 \text{ s} \pm 46,3 \text{ s}$. Die Nachweisrate beträgt 100%, was die höchste Nachweisrate der gemessenen Stimuli bei 50 dB nHL ist. Die längste Zeit benötigt der Stimulus ChNE_500 Hz mit $102,1 \text{ s} \pm 82,6 \text{ s}$ und einer Nachweisrate von 80%, welche die schlechteste Nachweisrate der untersuchten Stimuli bei 50 dB nHL entspricht.

Bei 50 dB nHL konnte mit dem paarweisen Vergleich ein signifikanter Unterschied zwischen den Stimuli ChNE_500 Hz und ChMD_500 Hz belegt werden. Auf Grund der Ergebnisse der Nachweisraten und Nachweiszeiten ist der Stimulus ChMD_500 Hz als effektiver einzustufen. In der Studie von Hirschvogel (2011) konnte signifikant belegt

werden, dass der auf Don et al. (2005) basierende Chirp – hier der generierte ChMD-Chirp – bei 50 dB nHL einen effektiveren Stimulus darstellt als die beiden anderen untersuchten Chirps (ChDB und ChNE). Da die Modellfunktion auch in dieser Arbeit verwendet wurde, bestätigen die vorliegenden Ergebnisse unseren Erwartungen, so dass der Stimulus ChMD als effektiver postuliert werden kann.

Die Probanden wurden aufgefordert, während der Untersuchung ruhig zu liegen. Dies konnte von einigen Probanden, besonders zum Schluss der Untersuchung, nicht erfüllt werden. Je unruhiger die Probanden sind, desto höher ist der Rauschanteil im Spektrum der Antwort. Dies sind keine günstigen Bedingungen und der Antwortnachweis wird dadurch nur erschwert. Allerdings könnte das hier gewählte Zeitlimit von 200-300 s zu kurz sein. Gerade in Bezug auf unruhige Probanden. Eine Verlängerung der Messdauer würde möglicherweise noch zu einer signifikanten Antwort führen.

5.3. Ergebnisse der untersuchten Stimulimodelle

Bei 30 dB nHL sind keine signifikanten Unterschiede zwischen den drei untersuchten Chirp-Reizen festzustellen. Hier kommt wieder das Problem der niedrigen Nachweisrate zum Tragen, da der Stichprobenumfang von $N = 50$ auf $N = 11$ reduziert werden musste. Auch bei 50 dB nHL werden ebenfalls keine signifikanten Unterschiede erzielt, so dass keiner der drei Stimuli als effektiver postuliert werden kann.

Da die frequenzspezifischen ChMD Stimuli bei 30 dB nHL als auch bei 50 dB nHL, wie aus den Tabellen 7 und 8 zu entnehmen ist, eine etwas niedrigere Rangordnung als die anderen beiden untersuchten Stimuli einnimmt, könnte man von seiner besseren Effizienz ausgehen, was man allerdings durch eine größere Stichprobenanzahl weiter bestimmen müsste.

Hirschvogel (2011) untersuchte drei verschiedene breitband Chirps basierend auf unterschiedliche Laufzeit-Modelle: (1) Don et al. (2005), (2) de Boer (1980) und (3) Neely et al. (1988). Bei 50 dB nHL erwies sich der Don-Chirp als signifikant effizienter

als der de Boer-Chirp und der Neely et al.-Chirp. In dieser vorliegenden Studie erwiesen sich auch die frequenzspezifischen ChMD Stimuli im Vergleich zu den anderen Chirps am effizientesten, allerdings ließ sich keine Signifikanz nachweisen.

5.4. Fazit

Bei dem Stimulus ChMD_2 kHz bei 30 dB nHL und auch bei 50 dB nHL können sowohl bei den Nachweisraten und -zeiten sehr gute Ergebnisse erzielt werden. Ab 1 kHz sind bei allen drei untersuchten Chirps sehr hohe Nachweisraten zu beobachten. Die Mittelwerte der Nachweiszeiten sind in dieser Studie im Vergleich zur Studie von Hirschvogel (2011) deutlich höher. Ursache dafür ist der deutlich reduzierte stimulierte Frequenzbereich in der Koehlea durch die Anwendung frequenzspezifischer Stimuli.

Die frequenzspezifischen ChMD Stimuli könnte man sowohl bei 30 dB nHL als auch bei 50 dB nHL auf Grund der deskriptiven Statistiken, als effizienter einstufen, jedoch wurden hier keine signifikanten Ergebnisse erzielt. Signifikante Unterschiede konnten nur zwischen den Stimuli ChMD_500 Hz und ChNE_500 Hz bei 50 dB nHL festgestellt werden. Auf Grund der Ergebnisse der Nachweisraten und Nachweiszeiten kann der Stimulus ChMD_500 Hz als effizienter postuliert werden. Die Größe der Stichprobe bei hörschwelennahe 30 dB nHL Stimuluspegel musste infolge schlechter Nachweisraten reduziert werden. Dadurch waren nur begrenzt statistische Aussagen möglich.

6. Zusammenfassung

Rund 15 Millionen Menschen in Deutschland leiden an einer deutlichen Hörminderung. Weit über 500.000 Kinder leiden an einer behandlungsbedürftige Hörminderung und ca. 80.000 Kinder sind auf den Besuch spezieller Sonderschulen angewiesen, da ihr Hörvermögen hochgradig zerstört ist (Hartmann et al., 2000). Als diagnostisches Mittel dienen unter anderem subjektive Testmethoden. Kann sich der Untersucher allerdings nicht auf die Kooperation des Patienten verlassen, kommen objektive Testmethoden, wie z.B. die Hirnstammaudiometrie, zum Einsatz. Wenn die Diagnose Hörminderung lautet, ist eine weiterführende Therapie erforderlich, bei der die Bestimmung des Verlaufs der frequenzspezifischen Hörschwelle sehr hilfreich ist, wie z.B. zum Anpassen von Hörgeräten.

Das Ziel dieser Studie war die Untersuchung frequenzspezifischer laufzeitkorrigierter Stimuli (Chirp-Reize). Die Stimuli hatten mittlere Frequenzen von 500 Hz, 1 kHz, 2 kHz und 4 kHz und eine Bandbreite von einer Oktave.

Es wurden drei verschiedene Modelle zur Laufzeitkorrektur untersucht. Diese stützen sich auf verschiedene Schätzungen der Laufzeitverzögerung der Wanderwelle in der Cochlea. Basierend hierauf wurden bereits in einer vorherigen Studie (Hirschvogel, 2011) breitbandige Chirps in Hinblick auf das Hörscreening untersucht. Modell 1 basiert auf von schmalbandigen AEP ermittelten Latenzen (Don et al., 2005). Modell 2 wurde auf der Basis des Kochleamodells von de Boer (1980) erarbeitet und Grundlage für Modell 3 sind frequenzspezifische Latenzen von Tonbursts AEP (Neely et al., 1988). Die Stimuli wurden an einem Kollektiv von 50 Erwachsenen mit Hilfe der Ableitung von Hirnstammpotentialen bei Lautstärkepegeln von 30 dB nHL und 50 dB nHL untersucht. Als Messgerät diente das speziell für diese Untersuchung zur Verfügung gestelltem Messgerät MB11-Classic der Firma MAICO Diagnostic GmbH (Berlin, Deutschland). Die Probanden konnten auf Grund einer tonaudiometrischen Voruntersuchung als normalhörend eingestuft werden.

Die Auswertung der Ergebnisse erfolgte an Hand von Nachweisraten und -zeiten. Dabei wurde der im BERA-Gerät implementierte AEP-Nachweis-Algorithmus verwendet. Als effektive Stimuli für die frequenzspezifische Hörschwellenbestimmung erwiesen sich

die auf Modell 1 basierende Chirp-Stimuli. So konnte bei einer Testfrequenz von 2 kHz bei 30 dB nHL und 50 dB nHL die jeweils höchste Nachweisrate von 98 % und 100 % und die kürzeste Nachweiszeit von $56,3 \text{ s} \pm 46,3 \text{ s}$ erreicht werden.

Bezüglich der Nachweiszeiten erweist sich das Modell 1 für die Konstruktion der Chirp-Stimuli bei der Testfrequenz von 500 Hz signifikant effizienter als das Modell 2. Insgesamt kann festgestellt werden, dass unabhängig von der Testfrequenz sowohl 30 dB nHL als auch 50 dB nHL die nach Modell 1 generierten Stimuli effizienter sind. Es ist zu erwarten, dass die Anwendung der darauf basierenden Stimuli zu einer genaueren Bestimmung der objektiven frequenzspezifischen Hörschwelle führt als bisherige Verfahren.

7. Literaturverzeichnis

1. ADANO: Empfehlungen der Arbeitsgemeinschaft deutschsprachiger Audiologen und Neurologen zur Durchführung der Elektrischen Reaktionsaudiometrie. 2006
<http://www.hno.org/adano/ERA-Empfehlungen2006.pdf>
2. Berger, T.: Optimierung der akustischen Reize für die objektive Hörschwellenbestimmung durch AMFR. Med. Dissertation, Marburg, 2007
3. Boenninghaus H.-G., Lenarz T.: Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde. Springer-Verlag, Heidelberg, 2005
4. Böhme G.: Sprach-, Sprech-, Stimm- und Schluckstörungen. Fischer Verlag, Stuttgart, 1997; 208
5. Böhme G., Welzl-Müller K.: Audiometrie – Hörprüfungen im Erwachsenen- und Kindesalter. Verlag Hans Huber, Bern, 2005
6. Cebulla M.: Objektiver Nachweis akustisch evozierter Biosignale. Habilitation, TUDpress Verlag der Wissenschaften GmbH, Dresden, 2006
7. Cebulla M., Stürzebecher E., Wernecke K.: Objective Detection of Amplitude Modulation Following Response (AMFR). *Audiology*, 2001; 40
8. Conijn EA., Brocaar MP., van Zanten GA.: Frequency specificity of the auditory brainstem responses elicited by 1000-Hz filtered clicks, *Audiology*, 1990; 29: 181-195

9. Dau T.: Neuronale Mechanismen beim Hören, Carl von Ossietzky Universität Oldenburg, Einblicke Nr. 33 / Juni 2001
10. Dau T., Wegner O., Mellert V., Kollmeier B.: Auditory brainstem responses with optimized chirp signals compensating basilar membran dispersion. J. Acoust. Soc. Am., 2000; 107: 1530-1540
11. de Boer E.: Auditory physics., Physical principles in hearing theory I. Physics Report, 1980; 62: 87-174
12. Don M., Kwong B., Tanaka C.: A diagnostic test for Meniere`s disease and cochlear hydrops: Impaired high-pass noise masking of auditory brainstem response. Otol. Neurotol., 2005; 26: 711-722
13. Eggermont, J.J.: Compound action potentials: Tuning curves and delay times. In Models of the Auditory System and Related Signal processing Techniques, edited by M. Hoke and E. de Boer. Scand. Audiol. Suppl, 1997; 129-139
14. Elberling C., Don M., Cebulla M., Stürzebecher E.: Auditory steady state responses to chirp stimuli based on cochlear traveling wave delay. J Acoust Soc Am, Nov 2007; 122(5): 2772-85
15. Finckh-Krämer U., Spormann- Lagodzinski M.E., Nubel K., Hess M., Gross M.: Wird die Diagnose bei persistierenden kindlichen Hörstörungen immer noch zu spät gestellt?, Springer-Verlag, 1998; 46: 598-602
16. Fobel O., Dau T.: Searching for the optimal stimulus eliciting auditory brainstem responses in humans. J. Acoust. Soc. Am., 2004; 116: 2213-2222

17. Gross M., Finckh-Krämer U., Spormann- Lagodzinski M.E.: Angeborene Erkrankungen des Hörvermögens bei Kindern. Springer-Verlag, HNO, 2000; 48: 879-886
18. Hartmann H., Hartmann K.: Zum Stand der Früherkennung hörgeschädigter Kinder in der Bundesrepublik Deutschland. Spektrum Hören Nr.3, 2000
19. Hick Ch., Hick A.: Kurzlehrbuch Physiologie, Urban & Fischer, München, 2006
20. Hirschvogel V.: Untersuchung zu laufzeitkorrigierten Stimuli für das Hörscreening. 2011, Universität Würzburg
21. Jewett D.L., Romano M.N., Williston J.S.: Human auditory evoked potentials: Possible brainstem components detected on the scalp. Science, 1970; 167: 1517-1581
22. Jörg J., Hielscher H.: Evozierte Potentiale in Klinik und Praxis. Springer-Verlag Berlin, Heidelberg, 1997
23. Kiese-Himmel C.: Hörgestörte Kinder und ihr Spracherwerb – Eine empirische Analyse. Median-Verlag, Heidelberg, 1999
24. Kießling J.: Hörgeräteversorgung immer noch zu spät. Frühkindliche Hörstörungen stoßen auf taube Ohren. HNO-Nachrichten, 2000/2; 21-24
25. Kunze S., Nickisch A., von Voss H.: NHS 2004 – International Conference on Newborn Hearing Screening Diagnosis and Intervention. 2004; 27.-29.5.2004, Como

26. Küttner K., Kraußlach R., Baumann M.: Zu Veränderungen frühen akustisch-evozierten Potentials zwischen Frühgeborenenperiode, Säuglings- und Kleinkindalter. HNO, 1991; 39: 32-39
27. Lehnhardt E., Laszig R.: Praxis der Audiometrie. Thieme Verlag, Stuttgart, 2009
28. Löwe A.: 40 Jahre frühkindliche Hör- Spracherziehung im deutschsprachigen Mitteleuropa. In: Plath P (Ed): Frühe Erkennung und Behandlung von Hörschäden bei Säuglingen. Materialsammlung vom 9. Multidisziplinären Kolloquium der Geers-Stiftung, Schriftenreihe Band 12, Geers-Stiftung: 9-17. 1998
29. Lütkenköner B., Kaufmann G., Pantev C., Ross B.: Verbesserung der Synchronisation auditorisch evozierter Hirnstammpotentiale durch Verwendung eines cochleären Laufzeitunterschiede kompensierenden Stimulus. 1990
30. Manrique M., Cervera-Paz Fj., Huarte A., Molina M.: Advantages of cochlear implantation in prelingual deaf children before 2 years of age when compared with later implantation. Laryngoscope, 2004; 114: 1462-1469
31. Møller AR., Janetta PJ.: Neural generators of auditory brainstem response. In: J. Jacobson (ed.): The Auditory Brainstem Response, p 13-31, San Diego, CA: College Hill Press, 1985
32. Neely St., Norton S.J., Gorga M.P., Jesteadt W.: Latency of auditory brainstem responses and otoacoustic emissions using tone burst stimuli. J. Acoust Soc. Am. 1988; 83: 652-656

33. Oates P., Stapells D.R.: Auditory brainstem response estimates of puretone audiogram: current status. *Seminars in Hearing*; 1998; 19:61-85
34. Plotz K., Baljic I., Schönfeld R., Hansen M.: Ermittlung der tieffrequenten Hörschwelle mittels der low-CHIRP-BERA, 23. Wissenschaftliche Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Phoniatrie und Pädaudiologie. Heidelberg, 15.-17.09.2006
<http://www.egms.de/de/meetings/dgpp2006/06dgpp56.shtml>
35. Reintanz J., Landwehr F., Schönweiler R.: Ein Betrag zur Weiterentwicklung tonfrequenzevozierter Potentiale mit Notched Noise: Ein neues Verfahren mit variabler Filterbreite und extremer Flankensteilheit. 7.DGA Jahrestagung, 2004
36. Rosenhamer H.J., Lindström B., Lundborg T.: On the use of click-evoked electric brainstem responses in audiological diagnosis. *Scand Audiol*, 1978; 7:193-205
37. Rowe M.J.: Normal variability of the brain-stem auditory evoked response in young and old adults subjects. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 1978; 44: 459-470
38. Scherg M.: *Akustisch evozierte Potentiale*, Verlag W. Kohlhammer, Stuttgart, 1991
39. Schnell-Inderst P., Kunze S., Hessel F., Grill E., Siebert U., Nickisch A., Voss H., Wasem J.: Hörscreening für Neugeborene – Update. Deutsches Institut für Medizinische Dokumentation und Information (DIMDI), Schriftenreihe Health Technology Assessment, Bd. 47, Köln, 2006

40. Shehata-Dieler W.E., Dieler R., Keim R., Finkenzeller P., Dietl J., Helms J.:
Universelle Hörscreening - Untersuchung bei Neugeborenen mit dem
BERAphon. *Laryngo-Rhino-Otol*, 2000; 79: 69-76
41. Silbernagel St., Despopoulos A.: *Taschenatlas der Physiologie*. Georg Thieme
Verlag, Stuttgart, 2003
42. Spormann-Lagodzinski ME., Nubek K., König O., Gross M.: Ätiologie und
Prävalenz permanenter kindlicher Hörstörungen in Deutschland.
20. Wissenschaftliche Jahrestagung der DGPP, Rostock, 2003
43. Stapells D.R., Oates P.: Estimation of the pure-tone audiogram by the auditory
brainstem response: a review. *Audiol Neurootol*. Sep-Oct1997; 2(5): 257-80
44. Stürzebecher E., Wagner H., Cebulla M.: Rationelle objektive
Hörschwellenbestimmung mittels Tonpuls-BERA mit Notched-Noise-
Maskierung. *Audiologische Akustik*, 1993; 6:164-176
45. Stürzebecher E., Heine S., Cebulla M., Wagner H., Schmiescheck J.:
Frequenzspezifische Hörschwellenmessung mittels Notched-Noise-BERA bei
Kleinkindern. *Oto-Rhino-Laryngologia NOVA*, 1995; 5/6: 300-306
46. Thiel M.: *Logopädie bei kindlichen Hörstörungen*. Springer Verlag, Berlin,
2000; 24
47. Walger M., von Wedel H.: Objektive und subjektive Hördiagnostik bei Kindern
im ersten Lebensjahr. Intern. Symposium „Früherkennung von Hörstörungen und
frühe Sprachanbahnung“, Köln, 9.-10.3.2001

48. Wegner O., Dau T.: Frequency specificity of chirp-evoked auditory brainstem responses. *J Acoust Soc AM*, 2001; 11(3),1318-1329
49. Wegner O., Dau T., Kollmeier B.: Frequenzspezifische Messung früher akustisch evozierter Potentiale (FAEP) mit optimierten Chirp-Signalen. Sonderforschungsbereich, Neurokognition (SFP517), 2003
[http:// medi.physik.uni-oldenburg.de/members/ow/bmchirp](http://medi.physik.uni-oldenburg.de/members/ow/bmchirp)
50. Weiß Ch.: Basiswissen Medizinische Statistik, Springer Medizin Verlag, Heidelberg, 2005; 3.Auflage
51. Welzl-Müller K.: Neugeborenen-Hörscreening: Siebttest nach Hörstörungen bei Neugeborenen. *HNO*, 1998; 46: 704-707
52. Wiesner T.: Strukturierte Sitzung: Aktueller Stand der Versorgung mit Hörhilfen - Besonderheiten der Hörgeräteversorgung im Kindesalter. 9.DGA Jahrestagung, 2006
53. Zetkin-Schaldach: Wörterbuch der Medizin. hrsg. von Heinz David, Thieme, Stuttgart, 1985; S.955

8. Anhang

1. Tabelle: Mittelwert und Standardabweichung der gemessenen Frequenzen (in dBHL) für das rechte und linke Ohr im Tonaudiogramm (N = 50)

	Linkes Ohr					Rechtes Ohr				
Frequenz (kHz)	0.25	0.5	1	2	4	0.25	0.5	1	2	4
Mittelwert (dB HL)	0,5	0	1,9	2,1	2,9	3,7	2,5	2,6	2,5	2,7
Standardabweichung	5,5	4,7	3,4	4,3	6,5	6,3	4,1	3,5	3,9	4,7

2. Tabelle: Für die statistische Auswertung der multivariaten Analyse der drei Stimulimodelle bei 30 dB nHL (n.e. = nicht erkannt)

	MDGD	DBGD	NEGD	Ränge			MDGD	DBGD	NEGD	Ränge			Rangsummen von 500 Hz und 1 kHz		
	500Hz			1 kHz											
1	120	140	n.e.				300	130	160	3	1	2			
2	300	250	215	3	2	1	165	38	52	3	1	2	6	3	3
3	45	60	130	1	2	3	62	70	115	1	2	3	2	4	6
4	75	30	15	3	2	1	20	12	45	2	1	3	5	3	4
5	100	275	70	2	3	1	25	30	100	1	2	3	3	5	4
6	n.e.	200	150				300	50	120	3	1	2			
7	n.e.	n.e.	n.e.				n.e.	210	n.e.						
8	210	87	175	3	1	2	60	75	25	2	3	1	5	4	3
9	n.e.	n.e.	n.e.				125	115	74	3	2	1			
10	75	100	105	1	2	3	74	20	75	2	1	3	3	3	6
11	n.e.	n.e.	n.e.				100	25	50	3	1	2			
12	30	55	50	1	3	2	25	120	60	1	3	2	2	6	4
13	105	n.e.	130				n.e.	55	95						
14	n.e.	n.e.	n.e.				125	90	145	2	1	3			
15	n.e.	n.e.	300				150	150	260	1	1	3			
16	125	n.e.	n.e.				60	160	250	1	2	3			
17	n.e.	n.e.	n.e.				125	115	260	2	1	3			

Anhang

18	n.e.	n.e.	n.e.				255	60	180	3	1	2			
19	n.e.	n.e.	n.e.				140	52	105	3	1	2			
20	130	230	n.e.				120	65	75	3	1	2			
21	n.e.	210	n.e.				n.e.	225	125						
22	40	70	175	1	2	3	75	110	45	2	3	1	3	5	4
23	n.e.	30	95				40	75	20	2	3	1			
24	n.e.	n.e.	n.e.				n.e.	60	90						
25	n.e.	n.e.	n.e.				75	160	200	1	2	3			
26	n.e.	205	n.e.				195	25	112	3	1	2			
27	195	n.e.	n.e.				n.e.	n.e.	n.e.						
28	n.e.	n.e.	90				50	n.e.	30						
29	n.e.	n.e.	n.e.				15	65	n.e.						
30	n.e.	n.e.	30				75	n.e.	190						
31	180	260	225	1	3	2	15	110	80	1	3	2	2	6	4
32	n.e.	120	n.e.				65	n.e.	118						
33	195	110	n.e.				155	162	n.e.						
34	135	n.e.	170				52	130	98	1	3	2			
35	n.e.	n.e.	n.e.				127	40	120	3	1	2			
36	n.e.	n.e.	n.e.				240	n.e.	150						
37	150	n.e.	48				40	165	50	1	3	2			
38	n.e.	n.e.	n.e.				n.e.	165	n.e.						
39	70	30	90	2	1	3	50	25	98	2	1	3	4	2	6
40	n.e.	n.e.	n.e.				95	115	130	1	2	3			
41	n.e.	n.e.	n.e.				50	50	45	2	2	1			
42	n.e.	n.e.	n.e.				80	100	30	2	3	1			
43	n.e.	n.e.	n.e.				n.e.	n.e.	n.e.						
44	150	n.e.	n.e.				85	25	95	2	1	3			
45	n.e.	n.e.	n.e.				25	40	20	2	3	1			
46	175	n.e.	n.e.				80	55	40	3	2	1			
47	n.e.	n.e.	n.e.				n.e.	n.e.	n.e.	3	1	2			
48	n.e.	278	n.e.				290	n.e.	100	3	1	2			
49	n.e.	105	148				n.e.	n.e.	n.e.	1	2	3			
50	55	130	80	1	3	2	50	40	65	2	1	3	3	4	5

3. Tabelle: Für die statistische Auswertung der multivarianten Analyse der drei Stimulimodelle bei 50 dB nHL (n.e. = nicht erkannt)

	MDGD	DBGD	NEGD	Ränge			MDGD	DBGD	NEGD	Ränge			Rangsummen von 500 Hz und 1 kHz		
	500 Hz						1 kHz								
1	28	28	300	1	1	3	92	45	30	3	2	1	4	3	4
2	55	30	130	2	1	3	18	20	40	1	2	3	3	3	6
3	70	36	70	2	1	2	38	50	12	2	3	1	4	4	3
4	52	210	30	2	3	1	12	12	18	1	1	3	3	4	4
5	75	75	30	2	2	1	52	145	12	2	3	1	4	5	2
6	60	210	n.e.				100	40	50	3	1	2			
7	70	n.e.	160				145	140	120	3	2	1			
8	150	38	80	3	1	2	20	22	37	1	2	3	4	3	5
9	62	55	65	2	1	3	15	25	20	1	3	2	3	4	5
10	n.e.	185	n.e.				100	100	25	2	2	1			
11	75	40	40	3	1	1	120	100	70	3	2	1	6	3	2
12	30	48	50	1	2	3	55	80	12	2	3	1	3	5	4
13	140	n.e.	n.e.				80	100	150	1	2	3			
14	60	70	145	1	2	3	90	40	60	3	1	2	4	3	5
15	200	95	25	3	2	1	25	174	80	1	3	2	4	5	3
16	110	50	225	2	1	3	150	75	200	2	1	3	4	2	6
17	n.e.	35	60				120	300	300	1	2	2			
18	130	110	300	2	1	3	90	55	65	3	1	2	5	2	5
19	200	225	225	1	2	2	25	20	55	2	1	3	3	3	5
20	55	230	100	1	3	2	25	55	45	1	3	2	2	6	4
21	30	275	112	1	3	2	225	n.e.	225						
22	25	25	30	1	1	3	35	55	25	2	3	1	3	4	4
23	20	20	20	1	1	1	20	20	40	1	1	3	2	2	4
24	30	20	20	3	1	1	115	30	55	3	1	2	6	2	3
25	80	175	25	2	3	1	20	75	15	2	3	1	4	6	2
26	30	90	70	1	3	2	25	55	40	1	3	2	2	6	4
27	145	95	75	3	2	1	70	40	10	3	2	1	6	4	2
28	22	30	55	1	2	3	52	48	25	3	2	1	4	4	4
29	55	210	200	1	3	2	145	n.e.	30						
30	45	125	125	1	2	2	20	50	40	1	3	2	2	5	4

Anhang

31	18	25	15	2	3	1	65	70	25	2	3	1	4	6	2
32	50	35	20	3	2	1	20	22	12	2	3	1	5	5	2
33	n.e.	152	n.e.				72	142	75	1	3	2			
34	60	75	170	1	2	3	48	40	30	3	2	1	4	4	4
35	125	70	n.e.				55	60	48	2	3	1			
36	n.e.	215	255				n.e.	42	80						
37	85	20	30	3	1	2	20	25	10	2	3	1	5	4	3
38	145	60	n.e.				60	200	180	1	3	2			
39	35	75	110	1	2	3	25	100	20	2	3	1	3	5	4
40	n.e.	n.e.	n.e.				50	50	75	1	1	3			
41	n.e.	55	55				50	50	n.e.						
42	n.e.	n.e.	n.e.				50	20	50	2	1	2			
43	n.e.	n.e.	n.e.				105	125	140	1	2	3			
44	45	115	55	1	3	2	52	40	25	3	2	1	4	5	3
45	n.e.	n.e.	n.e.				25	35	40	1	2	3			
46	60	50	120	2	1	3	25	75	30	1	3	2	3	4	5
47	245	n.e.	265				140	n.e.	n.e.						
48	148	52	98	3	1	2	275	n.e.	40						
49	20	n.e.	100				22	48	150	1	2	3			
50	40	50	25	2	3	1	65	20	20	3	1	1	5	4	2

9. Danksagung

Herrn Prof. Dr. med. Jan Helms bzw. nach dessen Ausscheiden Herrn Prof. Dr. med. Dr. h.c. Rudolf Hagen möchte ich mich für die Möglichkeit der Durchführung der Dissertation und der Bereitstellung aller Materialien und Untersuchungsgeräte bedanken.

Frau Prof. Dr. med. /E.T. Wafaa Shehata-Dieler danke ich für die Fertigstellung dieser Arbeit.

Ganz besonders möchte ich Herrn Priv.-Doz. Dr. Ing. habil. Mario Cebulla danken. Zum einen für die Vergabe des Themas und zum anderen, weil ohne seine geduldige Einführung in das Thema, der Durchführung der Messungen sowie die hervorragende Betreuung während der gesamten Arbeit dies alles nicht möglich gewesen wäre.

Den Mitarbeitern der Abteilung Elektrophysiologie, Herrn Dipl.-Ing. R. Keim und Herrn A. Möltner, danke ich für die tatkräftige Unterstützung.

Frau Bauer möchte ich für die Hilfe und Durchführung der Tonaudiogramme danken.

Ich danke auch besonders Frau Viola Hirschvogel für die tatkräftige Unterstützung der Untersuchungen der Probanden.

Für die Hilfe bei der statistischen Auswertung möchte ich besonders Herrn Lukas Dreger und der Studentischen Statistischen Beratung der Universität Würzburg danken.

Weiterhin danke ich Herrn Lukas Dreger und Frau Sarah Widmaier für deren Mühe beim Korrekturlesen.

Ich möchte mich bei allen Freunden und Kommilitonen/-innen bedanken, die sich als Proband zur Verfügung stellten und mir damit die Arbeit erleichterten.

Nicht zuletzt danke ich allen, die mich immer wieder während dieser Arbeit ermutigten und mir zur Seite standen. Danke für eure Unterstützung und euren Ansporn.